



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské informatiky

**Miniaturizovaný senzorový nod pro tříelektrodové snímání EKG
signálu v terénu**

**Miniaturized sensor node for three-electrode ECG signal sensing
in the field conditions**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická informatika
Specializace: Softwarové technologie
Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.

Bc. Jiří Kubín

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kubín** Jméno: **Jiří** Osobní číslo: **483398**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské informatiky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická informatika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Miniaturizovaný senzorový nod pro tříelektrodové snímání EKG signálu v terénu

Název diplomové práce anglicky:

Miniaturized sensor node for three-electrode ECG signal sensing in the field conditions

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte, realizujte a v terénu otestujte řešení senzorového nodu vhodného např. k vestavění do pracovního oděvu hasičů, který bude poskytovat hrubý datový stream EKG signálu (vzorkovací frekvence nastavitelná v rozmezí 200 až 1000 Hz) a v reálném čase z něj extrahovat vybrané příznaky dle dodané specifikace, např. tepovou frekvenci beat-to-beat, informaci o kvalitě snímaného signálu jako je připojení měřících elektrod, přechodové odpory elektrod atd. Zásady pro vypracování: - Hardwarové řešení bude miniaturizované a optimalizované pro připojení suchých EKG elektrod dle dodané specifikace, vestavěných do pracovního oděvu. - Součástí řešení je i návrh a implementace vhodného komunikačního rozhraní pro metalickou body area network, která zajistí konektivitu a integraci senzorového nodu s dalšími subsystemy umístěnými v pracovním oděvu sledované osoby. - V rámci dipl. práce navrhněte a zhotovte 2 různá provedení řešení a srovnajte je z hlediska kvality poskytovaných výstupů: jedním řešením bude systém založený na specializovaném analogovém EKG čipu AD8232, druhým řešením bude použití analogového front-endu, např. ADS1293 nebo parametricky obdobného čipu. - Zaměřte se v obou případech na tříelektrodové zapojení s použitím zpětnovazebního řízení pomocí „řízené nohy“, porovnejte obě řešení rovněž s volitelnou konfigurací s bipolárním EKG svodem bez třetí elektrody, zejména při cvičení v terénu. - Proveďte sérii ověřovacích experimentů v laboratorních a terénních podmínkách na probandech. - Realizované technické řešení (hardware, firmware a podpůrný měřicí software) podrobně zdokumentujte, a na základě výsledků provedených ověřovacích experimentů zhodnoťte z hlediska praktické použitelnosti pro dlouhodobé terénní měření na pohyblivých osobách.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Texas Instruments, ADS126x 32-Bit, Precision, 38-kSPS, Analog-to-Digital Converter (ADC) with Programmable Gain Amplifier (PGA) and Voltage Reference,, 2021, <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1262.pdf?ts=1647839183015>
- [2] Texas Instruments, ADS1293 Low-Power, 3-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements, 2014, https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1293.pdf?ts=1669679206972&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F
- [3] Analog Devices, Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End, 2020, <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>
- [4] Adafruit Industries, Trinket M0 manual, 2019, <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adafruit-trinket-m0-circuitpython-arduino.pdf>
- [5] Raúl Alonso Álvarez et al, A comparison of three QRS detection algorithms over a public database, ed. CENTERIS, 2013, Elsevier, 2212-0173

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

doc. Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Ing. Tomáš Veselý

Datum zadání diplomové práce: **14.02.2023**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2024**

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Miniaturizovaný senzorový nod pro tříelektrodové snímání EKG signálu v terénu“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne:

.....

ABSTRAKT

Cílem projektu je navrhnout a otestovat miniaturizovaný nod pro tříelektrodové snímání signálu EKG v terénu, uzpůsobený pro připojení suchých elektrod a jeho integraci do pracovního oděvu. Výsledné řešení bude vybráno z několika zhotovených sensorových nodů, u kterých bude posuzována kvalita poskytovaného signálu EKG s různými typy suchých elektrod v rámci navrženého zátěžového testu s probandy.

Navržený sensorový nod využívající moderní integrované obvody bude použit v systému pro dálkovou monitoraci probandů v terénu. Systémy pro dálkovou monitoraci jsou na Katedře informačních a komunikačních technologií vyvíjeny již několik let. Navržené zařízení bude použito v nové verzi systému, jež by měla být vestavěna do pracovního oděvu. Zmíněný systém se již používá v praxi například při výcviku jednotek IZS.

Klíčová slova

Miniaturizovaný sensorový nod, návrh DPS, mikrokontrolér, elektrokardiogram, patofyziologie myokardu, suchá elektroda, vodivá tkanina, ADS1293, AD8232, QRS detektor.

ABSTRACT

The aim of the project is to design and test a miniaturized node for three-electrode sensing of stress ECG signals in the terrain, adapted for connection of dry electrodes and its integration into work clothes. The resulting solution will be selected from several built sensor nodes, where the quality of the provided ECG signal with different types of dry electrodes will be assessed as part of the proposed stress test with human. A designed sensor node using modern integrated circuits will be used in a system for remote monitoring of human in the field. Systems for remote monitoring have been developed at the Department of Information and Communication Technologies for several years. The proposed device will be used in a new version of the system, which should be integrated into work wear. The system in question is already used in practice, for example, in the training of integrated rescue team.

Keywords

Miniaturized sensor node, PCB design, microcontroller, electrocardiogram, myocardial pathophysiology, dry electrode, conductive fabric, ADS1293, AD8232, QRS detector.

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	7
1 Úvod.....	9
2 Elektrokardiografie.....	11
2.1 Elektrická aktivita srdce.....	11
2.1.1 Abnormality.....	12
2.2 Snímání EKG.....	14
2.2.1 Svodové systémy.....	15
2.3 Zpětnovazební elektroda RLD.....	18
3 Přehled současného stavu.....	20
3.1 Analogové frontendy pro snímání EKG.....	20
3.1.1 ADS1293.....	20
3.1.2 AD8232.....	25
3.2 Porovnání vybraných analogových frontendů.....	28
3.3 Algoritmy pro detekci QRS komplexu.....	29
3.3.1 Princip algoritmů využívajících derivaci.....	30
4 Konstrukční část.....	32
4.1 Stanovení požadavků.....	32
4.2 Výběr komponent.....	32
4.2.1 Mikrokontrolér.....	33
4.2.2 Napájecí zdroj.....	34
4.3 Řešení využívající ADS1293.....	36
4.3.1 Realizace.....	38
4.4 Řešení využívající AD8232.....	39
4.4.1 Realizace.....	40
4.5 Snímací elektrody.....	41
4.6 Jednotka akcelerometru.....	43
4.6.1 Výběr akcelerometru.....	43
5 Experimentální část.....	45
5.1 Příprava navržených zařízení na měření.....	45
5.1.1 Ověření frekvenčních rozsahů.....	46

5.1.2	Ověření zařízení na simulátoru EKG.....	48
5.1.3	Měření příkonu.....	48
5.2	Průběh experimentu s probandy.....	52
5.2.1	Záznam experimentu.....	53
5.2.2	Vyhodnocení experimentu.....	55
6	Výsledky.....	58
7	Diskuse.....	66
8	Závěr.....	69
	Seznam použité literatury.....	70
	Příloha A: Souhlas etické komise.....	74
	Příloha B: Obsah přílohy.....	75

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	jednotka	Význam
A_{INA}	-	Zesílení vstupního přístrojového zesilovače
ADC_{OUT}	-	Výstup A/D převodníku
$CMRR$	(dB)	Činitel potlačení souhlasného signálu
RES_{ADC}	(bit)	Rozlišení A/D převodníku
ΔU_{INA}	(V)	Rozdíl napětí na vstupech přístrojového zesilovače
U_{OUT}	(V)	Výstupní napětí přístrojového zesilovače
SNR_{dB}	(dB)	Poměr užitečného signálu k šumu
$\Delta ADC_{OUT(1mV)}$	-	Počet hladin A/D odpovídajících jednomu milivoltu
U_{RLDREF}	(V)	Referenční napětí pro RLD
f_c	(Hz)	Mezní kmitočet
f_s	(Hz)	Vzorkovací frekvence
E_c	(J)	Celková energie
E_{cycle}	(J)	Celková energie odebraná v rámci jednoho cyklu
E_{sleep}	(J)	Energie odebraná v režimu spánku
P_{device}	(W)	Celkový příkon sensorového nodu
P_{sleep}	(W)	Příkon v režimu spánku
t_{sym}	(s)	Čas odesílání jednoho symbolu
n_{sym}	(B)	Užitečná délka datového paketu
n_{bit}	(bit)	Délka jednoho symbolu včetně neužitečné části paketu
SE	(%)	Senzitivita
P^+	(%)	Pozitivní prediktivita

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
EKG	Elektrokardoigram
RLD	Right leg drive – Řízená zpětnovazební elektroda
HRV	Heart rate variability – Variabilita srdečního rytmu
MCU	Micro controller unit - mikrokontrolér
AFE	Analog front end – Integrovaný obvod pro snímání signálu
LP	Low pass – Dolní propust
HP	High pass – horní propust
CRC	Cyclic redundancy check – Cyklický redundantní součet
LOD	Leads off detection – Detekce odpadlých elektrod
UART	Universal asynchronous receiver transmitter – Univerzální asynchroní sériová komunikační sběrnice.
SPI	Serial peripheral interface – sériové periferní rozhraní
DPS	Deska plošného spoje

1 Úvod

Kardiologie patří mezi velmi dobře probádaná odvětví moderní medicíny. Již v roce 1903 byl Willemem Einthovenem sestrojen první elektrokardiograf. Později v roce 1905 uskutečnil první telemedicínský přenos EKG na vzdálenost 1,5 km. Jeho celoživotní úsilí bylo v roce 1924 odměněno Nobelovou cenou za lékařství.

V současné době, téměř 120 let od vynálezu elektrokardiografu, bereme elektrokardiografii jako základní diagnostickou metodu, umožňující diagnostikovat různorodé patofyziologické jevy srdce, jež mohou vést k fatálnímu srdečnímu selhání. Je známo, že různorodé stresové faktory významně ovlivňují činnost srdce i jiných orgánů. Nadměrný stres vyvolaný negativními psychologickými zážitky (např. úmrtí blízké osoby, ztráta práce, bezmoc) nazývaný distres, může jedince dlouhodobě poškodit, vyvolat onemocnění či dokonce zapříčinit smrt. Existuje řada profesí, ve kterých pracovníci čelí distresu současně se zvýšenou fyzickou aktivitou, například lidé pracující v IZS, zejména hasiči.

Cílem práce je navrhnout, realizovat a otestovat miniaturizovaný senzorový nod pro tříelektrodové snímání EKG signálu v terénu. Senzorový nod bude optimalizován pro připojení suchých elektrod. Výstupy nodu budou hrubý EKG signál s nastavitelnou vzorkovací frekvencí 200 až 2000 Hz, tepová frekvence a informace o stavu připojení suchých elektrod. Senzorový nod bude použit pro snímání EKG hasičů při výkonu práce. S ohledem na způsob použití musí konstruovaný nod poskytovat velmi robustní signál i při fyzické zátěži.

V budoucnu bude navržený senzorový nod integrován v telemedicínském systému pro dálkovou monitoraci osob v reálném čase. Zmíněný systém bude integrován do pracovních oděvů hasičů, kteří budou monitorováni během zásahů. Z dat, která budou získávána během jednotlivých zásahů hasičů, by mělo být možno vyhledat potenciálně patofyziologické průběhy EKG a na základě nich pak predikovat míru pravděpodobnosti srdečního selhání, které je u hasičů podstatně vyšší než u jiných profesí.

První část práce je věnována stručnému úvodu do problematiky snímání a vyhodnocování EKG. Dále průzkumu současných řešení analogových frontendů pro snímání biopotenciálů, konkrétně integrovaných obvodů ADS1293 a AD8232, které stanovuje zadání. V konstrukční části práce je popisán návrh několika senzorových nodů v různých konfiguracích, využívajících zmíněné analogové frontendy. Pro testování senzorových nodů byly navrženy a zhotoveny různé typy suchých elektrod včetně hrudních pásů pro jejich fixaci k tělu.

V experimentální části práce je dokumentována série testů navržených a zhotovených sensorových nodů, u nichž byl ověřen příkon v různých módech operace, amplitudová frekvenční charakteristika a tvar signálu EKG s využitím simulátoru EKG.

Pro ověření sensorových nodů a suchých elektrod z hlediska robustnosti poskytovaného signálu při fyzické aktivitě byl navržen experiment, při němž informovaní probandi vykonávali sérii poloh a cviků.

Sběr dat v rámci série experimentů a jejich vyhodnocení byl realizován pomocí vytvořených aplikací, včetně FW řídicích mikrokontrolérů sensorových nodů. Multiplatformní aplikace pro vizualizaci naměřených záznamů včetně osmdesáti čtyř naměřených a vyhodnocených záznamů je součástí přílohy práce.

2 Elektrokardiografie

Kapitola poskytuje čtenáři souhrn znalostí a pojmů, které budou dále využity v práci. Obecně známá fakta týkající se vzniku a šíření elektrického potenciálu v převodním systému srdečním a jeho abnormality v kontextu s náhlou srdeční smrtí (NSS) jsou popsány v podkapitole 2.1.

V podkapitole 2.2 jsou popsány způsoby snímání EKG a extrakce jeho vybraných částí. Dále je zmíněn princip a význam zpětnovazební řízení elektrody RLD („right leg drive“), kterou bude obsahovat navrhované zařízení.

2.1 Elektrická aktivita srdce

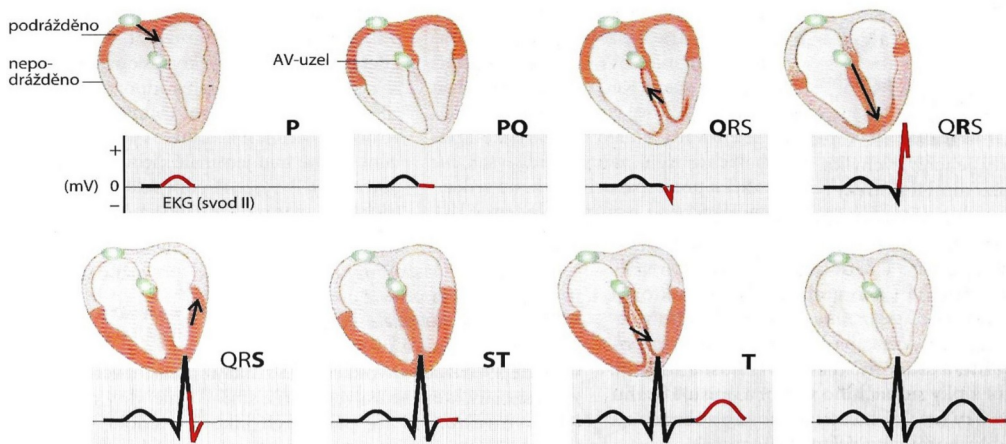
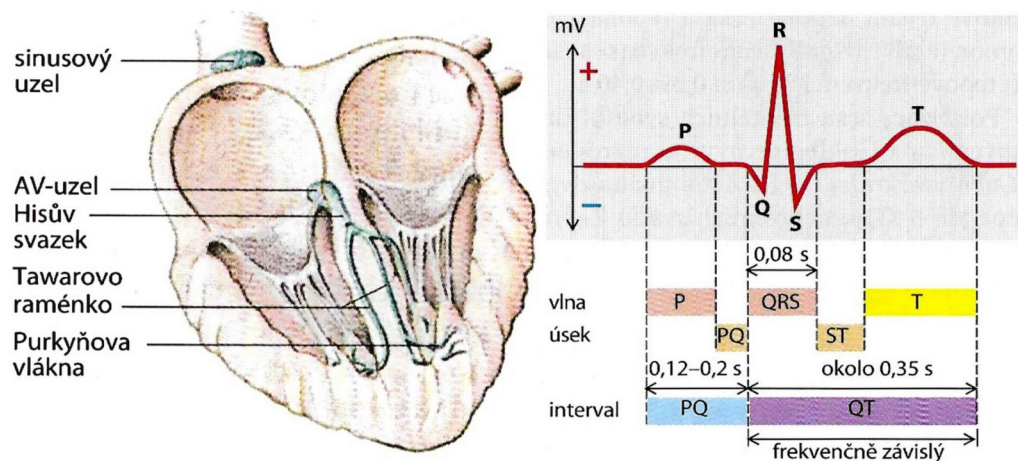
Kontrakce každého svalu je spojena se změnami elektrického potenciálu nazývanými depolarizace. Elektrický výboj (pacemakerový potenciál) každého srdečního cyklu normálně vychází ze sinoatriálního (SA) uzlu. Vzruch se dále šíří převodním systémem srdečním přes atrioventrikulární (AV) uzlu, kde dochází ke zpoždění. Poté se vzruch velmi rychle šíří skrze Hisův svazek, který se v mezikomorovém septu dělí na levé a pravé Tawarovo raménko. Ve svalovině komor se vzruch šíří pomaleji pomocí Purkyňových vláken.[1] a [2] Šíření elektrického vzruchu v srdci je znázorněno na obrázku 2.1.

Na křivce EKG rozeznáváme následující vlny a kmity:

- Vlna P ($> 0,3 \text{ mV}$, $> 0,1 \text{ s}$) je projevem depolarizace síní, jejich repolarizace není viditelná, protože je za normálních okolností překryta následujícími kmity.
- Kmit Q má obvykle čtvrtinovou amplitudu vlny R a netrvá déle než $0,04 \text{ s}$. V praxi se často hodnotí interval PQ ($0,12\text{--}0,2 \text{ s}$).
- Amplitudy kmitů R a S ($R + S > 0,6 \text{ mV}$) tvoří spolu s předchozím kmitem dohromady komplex QRS ($< 0,1 \text{ s}$). Komplex je označován QRS i tehdy, pokud některá ze tří komponent chybí.
- Vlna T představuje repolarizaci komor, její trvání a amplituda je proměnná v závislosti na tepové frekvenci. V praxi se často hodnotí parametry intervalu ST, jehož trvání je v klidu zhruba $0,35$ až $0,4 \text{ s}$. [2]

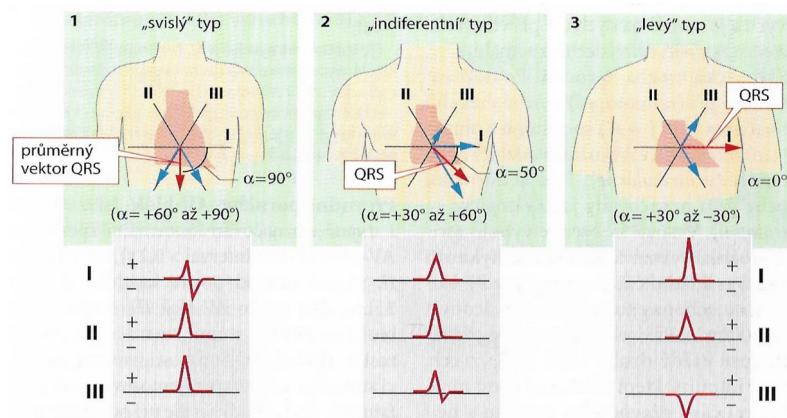
Abnormality srdečního rytmu jsou dále diskutovány v podkapitole 2.1.1.

U dospělých osob rozlišujeme tři polohy elektrické osy srdeční (svislou, indiferentní a levou), viz obrázek 2.2.



Obrázek 2.1 Šíření vzruchu srdcem s vyznačenými názvy vln a kmitů v křivce EKG.[2]

Srdeční osu může posunout například rozvinutý infarkt myokardu, jelikož v odumřelých částech myokardu se vzruch šíří hůře než ve zdravé tkáni.[2]



2.2 Typy srdečních os a jejich vliv na křivky EKG v jednotlivých svodech.[2]

2.1.1 Abnormality

Srdeční rytmus se pohybuje v rozmezí od 60 do 100 tepů za minutu. Odchylka od normálního sinusového rytmu se nazývá arytmie. Abnormální rytmy lze klasifikovat podle frekvence srdečního tepu na bradykardie (pomalé,

obvykle méně než 60 tepů za minutu) a tachykardie (rychlé, více než 100 tepů za minutu) nebo podle původu svého vzniku na atriální a ventrikulární. Dále se dělí na extrasystoly (předčasné stahy) a fibrilace (náhodná aktivace síní nebo komor). Určitá variabilita normálního srdečního rytmu je způsobena dýcháním, krevním tlakem a tělesnou teplotou.[3]

Kromě arytmií je dále možno zaznamenávat odchylky v čase trvání a amplitudě jednotlivých komponent od normálního EKG. Jejich typy jsou shrnuty v tabulce 2.1.

Tabulka 2.1 Abnormální parametry komponent v EKG. [3]

Komponenta	Abnormální parametry
P vlna	Chybí, je převrácená, špičatá nebo vyšší než 0,25 mV.
PQ interval	Kratší než 0,12 s nebo delší než 0,2 s.
Q vlna	Delší než 0,04 s, amplituda dosahuje alespoň čtvrtiny amplitudy kmitu R.
QRS komplex	Doba trvání je delší než 0,11 s.
QT interval	Doba trvání je alespoň polovina trvání RR intervalu.
ST segment	Odchylka od izoliny je větší než 0,05 mV.
T vlna	Špičatá, převrácená, plochá, široká nebo dvoufázová, vyšší než 0,5 mV.

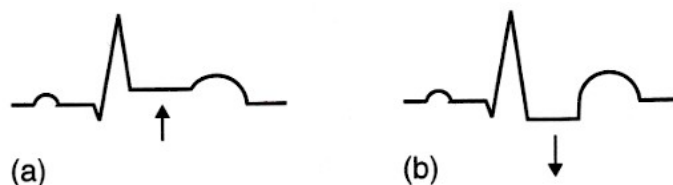
S ohledem na zvýšené riziko náhlé srdeční smrti (NSS) u vybraných profesí budou dále v podkapitole uvedeny abnormality úzce s ní spjaté.

Náhlá srdeční smrt je nejčastěji způsobena komorovou tachykardií (KT) přecházející do fibrilace komor (KF) nebo fibrilací levé komory v důsledku ischemické choroby srdeční (ICHS). Celosvětově tvoří NSS v rozvinutých zemích 50 % z celkové srdeční mortality. Zhruba 85 % případů NSS je spojeno s první arytmií, ostatní případy vznikají v důsledku recidivy arytmiie. Existuje mnoho zpráv spojujících stres, zejména emoční, s komorovými arytmiemi a NSS.[4]

Mezi další spouštěče NSS lze zařadit poruchu elektrolytů, fyzickou zátěž a předčasné komorové stahy (KES). Z patologického hlediska může být rozvoj NSS podpořen jizvou na myokardu, aterosklerózou, myokarditidou nebo našitím bypassu.[4]

Typické znaky ICHS jsou abnormalita úseku ST a samotné vlny T. Úsek ST může být buď elevován, nebo deprimován, viz obrázek 2.3. Normální úsek ST by měl být izoelektrický, tzn. na stejné úrovni potenciálu, jako část křivky mezi vlnou T a další vlnou P.

Elevace úseku ST je příznakem akutního poranění myokardu, většinou v důsledku infarktu myokardu nebo perikarditidy.



Obrázek 2.3 Ukázka elevace (a) a deprese (b) ST segmentu EKG.[1]

Horizontální deprese úseku ST ve spojení s pozitivní vlnou T jsou většinou příznakem ischemie v protikladu k infarktu. Pokud je EKG v klidu normální, deprese úseku ST může vzniknout během fyzické aktivity, obzvláště pokud zároveň dojde k vyvolání angíny pectoris.[1] To lze dobře vidět na obrázku 2.4.



Obrázek 2.4 Ischemická deprese úseku ST projevující se při zátěži (signál dole), klidový stav (signál nahoře).[1]

Viditelný rozdíl signálů v klidu a při zátěži demonstruje významnost zátěže pro stanovení správné diagnózy.

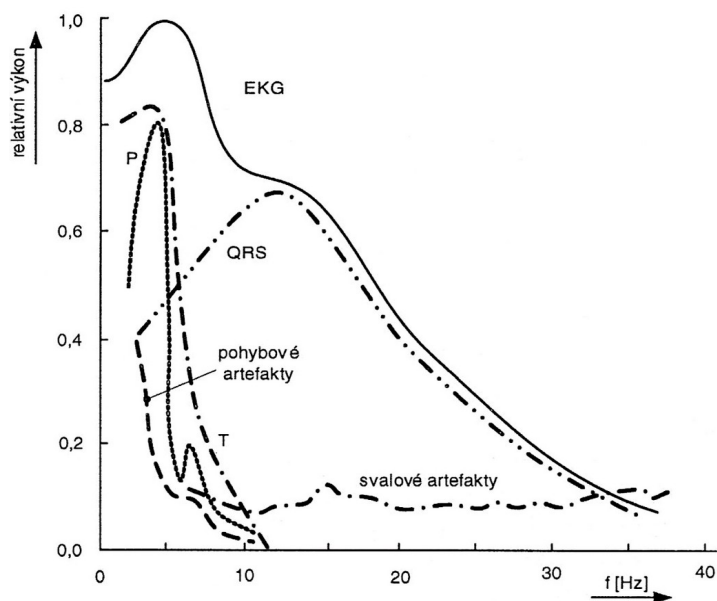
2.2 Snímání EKG

Snímání elektrické aktivity srdce je realizováno pomocí několika funkčních bloků, jež musí být navrženy tak, aby respektovaly povahu EKG signálu. Prvním funkčním blokem je vstupní zesilovač, jenž musí splňovat tyto parametry:

- činitel potlačení soufázového rušení (CMRR) alespoň 89 dB
- přenášené frekvenční pásmo od 0,05 do 250 Hz (pro snímání klinického EKG)
- vstupní napěťový rozsah alespoň ± 300 mV
- maximální přípustný proud unikající do pacienta 10 μ A
- odolnost vůči defibrilaci podané při snímání EKG[6]

Výkonové spektrum EKG a jiných biopotenciálů je zobrazeno na obrázku 2.5. Z hlediska šířky frekvenčního pásma dělíme rušivé signály přítomné v EKG na úzkopásmové a širokopásmové. Úzkopásmové signály jsou tvořeny především indukovaným síťovým brumem (50 Hz) a elektrochemickými procesy mezi elektrodou a kůží pacienta s frekvencí do 0,8 Hz.

Mezi širokopásmová rušení lze zařadit zejména myopotenciály, které se objevují zejména při zátěžových testech. Frekvenční spektrum myopotenciálů se pohybuje přibližně od 10 Hz do řádově stovek Hz.



Obrázek 2.5 Výkonové spektrum EKG a jiných biopotenciálů. [5]

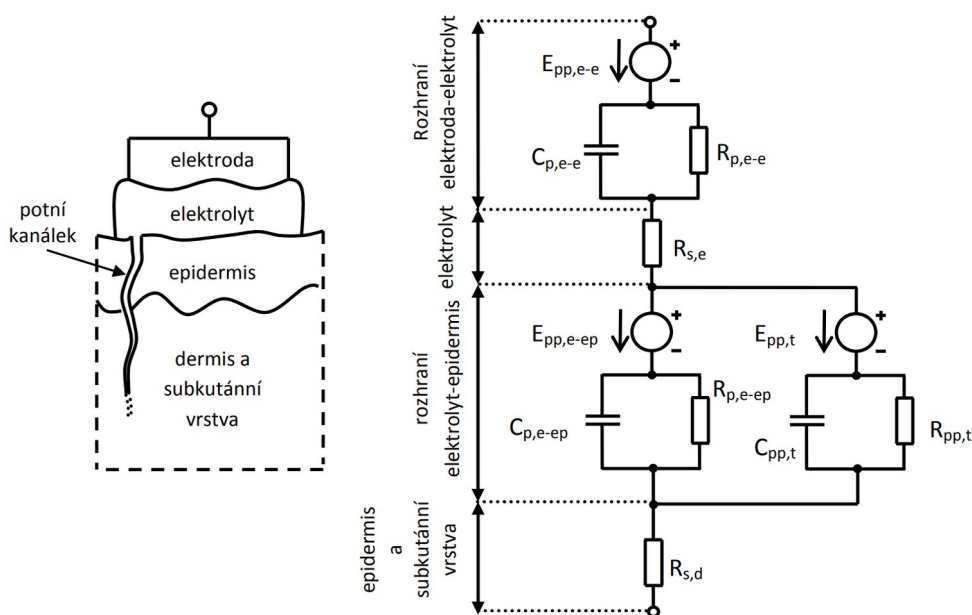
Druhým funkčním blokem elektrokardiografu je A/D převodník s minimální vzorkovací frekvencí 500 Hz. Kvantizační krok by měl být minimálně 5 μV , což představuje zhruba devítibitové kvantizační rozlišení na pokrytí QRS komplexu. Kvantizovaný signál je dále ukládán a zobrazován.

2.2.1 Svodové systémy

Pod pojmem svod si můžeme představit elektrodu, jež v kontaktu s kůží vytváří půlčlánkový potenciál, který je závislý na materiálu, ze kterého je elektroda vyrobena a na vodivostních vlastnostech lidského potu. Elektrický model popisující rozhraní elektrody a lidského těla je zobrazen na obrázku 2.6. Ve zmíněném elektrickém modelu lze pozorovat několik paralelních kombinací rezistoru a kondenzátoru. Kapacitní charakter uvedené části modelu popisuje rozložení iontů na tomto rozhraní, který ovlivňuje jeho celkovou impedanci. Rezistance určuje prosakující proud, který může skrze nábojovou dvojvrstvu procházet.[7]

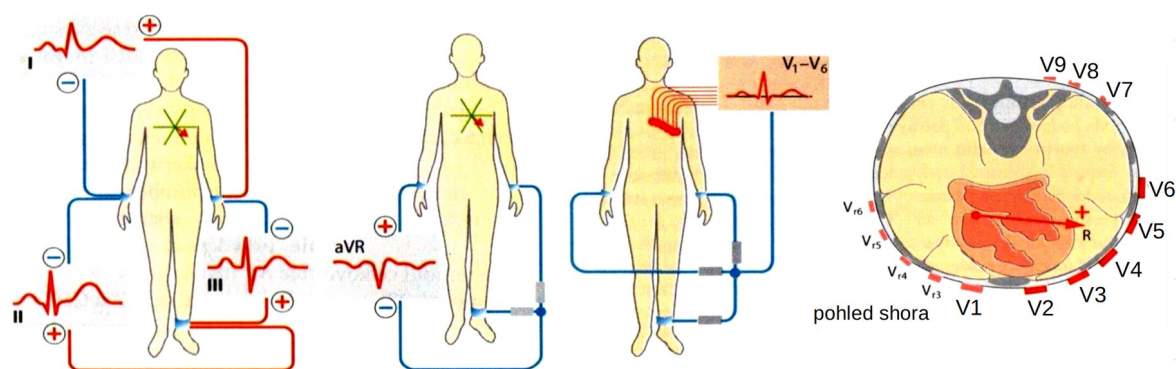
Je důležité si uvědomit, že vodivostní parametry na rozhraní elektrody a pokožky jsou silně závislé na pocení pacienta a materiálech, ze kterých jsou

elektrody vyrobeny. Pro klinické vyšetření se nejčastěji využívají Ag/AgCl elektrody (tzv. gelové elektrody), jejichž hlavní výhodou je schopnost přizpůsobení se lidskému tělu a stálé minimální polarizační napětí, na obrázku 2.6 označené jako E_{pp} . Podstatně horší parametry poskytují elektrody suché, jejichž funkce je závislá především na lidském potu, který je bohatý na ionty a výrazně snižuje přechodový odpor označný jako $R_{s,p}$. Suchou elektrodu lze realizovat například z nerezové oceli nebo jiného biokompatibilního vodivého materiálu. Fixace suchých elektrod je realizována přísavkou nebo přitlakem popruhů.



Obrázek 2.6 Elektrický model rozhraní mezi elektrodou a tělem pacienta.[7]

Existují různé svodové konfigurace, které se liší umístěním elektrod a jejich připojením k přístrojovým zesilovačům, viz obrázek 2.7.



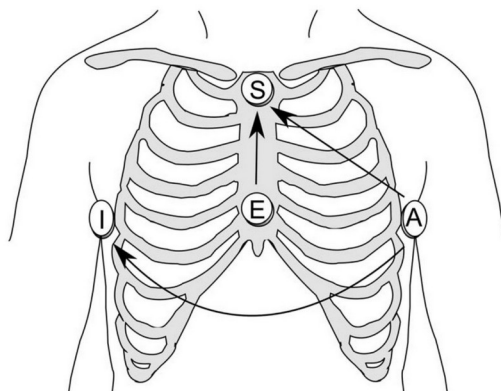
Obrázek 2.7 Svodové systémy pro snímání EKG, zleva: Einthovenovy bipolární svody, Goldbergovy unipolární svody a Wilsonovy hrudní svody s referenční svorkou.[2]

Einthovenovy bipolární svody poskytují nejvyšší amplitudu ze zmíněných svodových systémů, avšak přenáší také nejvíce artefaktů. Oproti tomu zbylé unipolární svodové systémy pracují s referenčními svorkami, jejichž potenciál je stanoven jako aritmetický průměr okamžitého napětí dvou protějších svodů

(Goldbergovy svody) nebo všech tří končetinových svodů (Wilsonovy svody). Díky tomu má signál poskytovaný unipolárními svody nižší amplitudu, ale je robustnější.

V klinické praxi se nejčastěji využívá dvanáctisvodový systém kombinující končetinové a hrudní svody. Zmíněný systém umožňuje diagnostikovat nejrůznější abnormality myokardu.

V roce 1988 byl G. Dowerem představen svodový systém EASI, jehož myšlenkou je rekonstruovat dvanáctisvodové EKG pouze ze čtyř bipolárních svodů umístěných na hrudníku za pomoci lineárních transformačních koeficientů, viz obrázek 2.8.[8]



Obrázek 2.8 Svodový systém EASI.[8]

Spolehlivost svodového systému EASI z hlediska diagnostiky byla předmětem několika studií, které se shodují na tom, že může být použit jako alternativa k dvanáctisvodovému systému pro diagnostiku:

- ischemií a infarktů myokardu
- blokád nitrokomorového vedení
- zajištění srdeční tkáně
- arytmií[9]

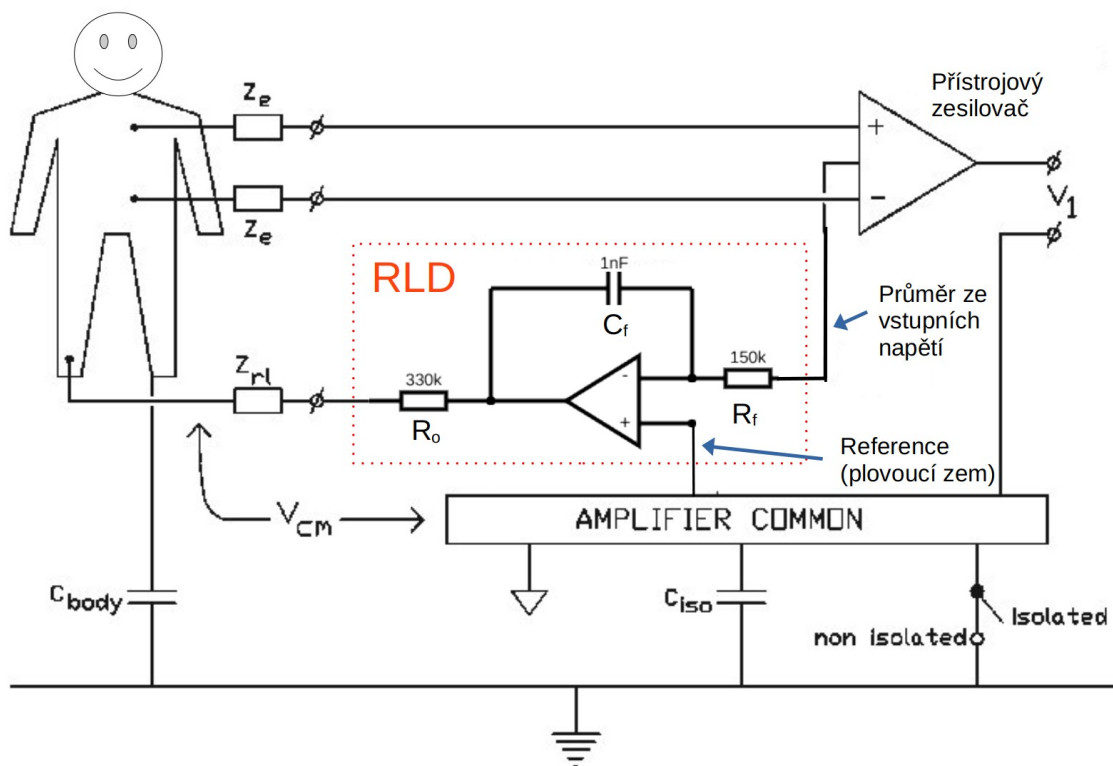
Nespornou výhodou systému EASI oproti dvanáctisvodovému systému je umístění elektrod, jelikož je podstatně jednodušší najít začátek a konec hrudní kosti, než nahmatat čtvrté mezižebří a lepit několik elektrod.

2.3 Zpětnovazební elektroda RLD

V současné době je při snímání EKG často využívána zpětnovazební elektroda RLD, která plní tyto funkce:

- Vytváří tzv. plovoucí zem, na jejíž potenciál uvádí pacienta. Díky tomu není potřeba vyrábět záporné napětí pro operační zesilovače.
- Aktivně (zápornou zpětnou vazbou) potlačuje souhlasné napětí na jednotlivých svodech, čímž zvyšuje parametr $CMRR$. [10]

Schéma zapojení RLD lze vidět na obrázku 2.9.



Obrázek 2.9 Zapojení zpětnovazební elektrody RLD, upraveno z [10]

V případě výskytu souhlasného napětí na vstupních svorkách přístrojového zesilovače je snahou zmíněné souhlasné napětí invertovat a odečíst ho od měřeného subjektu, viz obrázek 2.9. Souhlasné napětí z jednotlivých svodů je získáno jako jejich aritmetický průměr, který je získáván pomocí průměrování napětí ze sledovačů napětí jednotlivých vstupů, jejichž impedance musí zůstat vysoká. Hodnoty C_f a R_f jsou v praxi voleny tak, aby nemohlo dojít k rozkmitání obvodu a zároveň bylo dobře potlačováno rušení el. rozvodné sítě (50 Hz). Například zvolené hodnoty $C_f=1\text{ nF}$ a $R_f=150\text{ k}\Omega$ budou síťové rušení 50 Hz utlumovat zhruba o 26 dB, čímž se zvýší $CMRR$ na výstupu operačního zesilovače. Útlum A pro jiné hodnoty a frekvence lze vypočítat podle vztahu 2.1.

$$A = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot f \cdot C_f \cdot R_f)} \quad (2.1)$$

Hodnota odporu R_o je volena tak, aby tělem pacienta neprotékal proud vyšší než $10 \mu\text{A}$ ani v případě, že se pacient dotkne uzemňovacího vodiče.

Do neinvertujícího vstupu operačního zesilovače je přivedeno referenční napětí U_{ref} , jehož velikost je často volena jako polovina napájecího napětí přístrojového zesilovače. Výstup z operačního zesilovače je potom dán vztahem 2.2:

$$U_{RLD} = A \cdot \text{průměr vstupních napětí} + U_{ref} \quad (2.2)$$

Impedance na rozhraní elektrod a pokožky, jsou na obrázku 2.9 označeny jako Z_{rl} a Z_e . Jejich impedance je závislá na několika proměnných, viz elektrický model elektrody na obrázku 2.6.

3 Přehled současného stavu

Kapitola popisuje současný stav v oblasti návrhu a konstrukce zařízení pro snímání biopotenciálů, konkrétně EKG.

3.1 Analogové frontendy pro snímání EKG

Analogový frontend (AFE) je specializovaný integrovaný obvod IO sestávající z několika vzájemně propojených funkčních bloků v jednom pouzdře. Zhruba před třiceti lety bylo nutné realizovat tyto bloky z jednotlivých operačních zesilovačů, A/D převodníků, posuvných registrů atd. Nyní funkci celého popsaného řetězce zastane jeden IO s podstatně lepšími parametry (cena, velikost, příkon, rozlišení...), např. ADS1293, viz, 3.1.1 nebo AD8232, viz podkapitola 3.1.2.

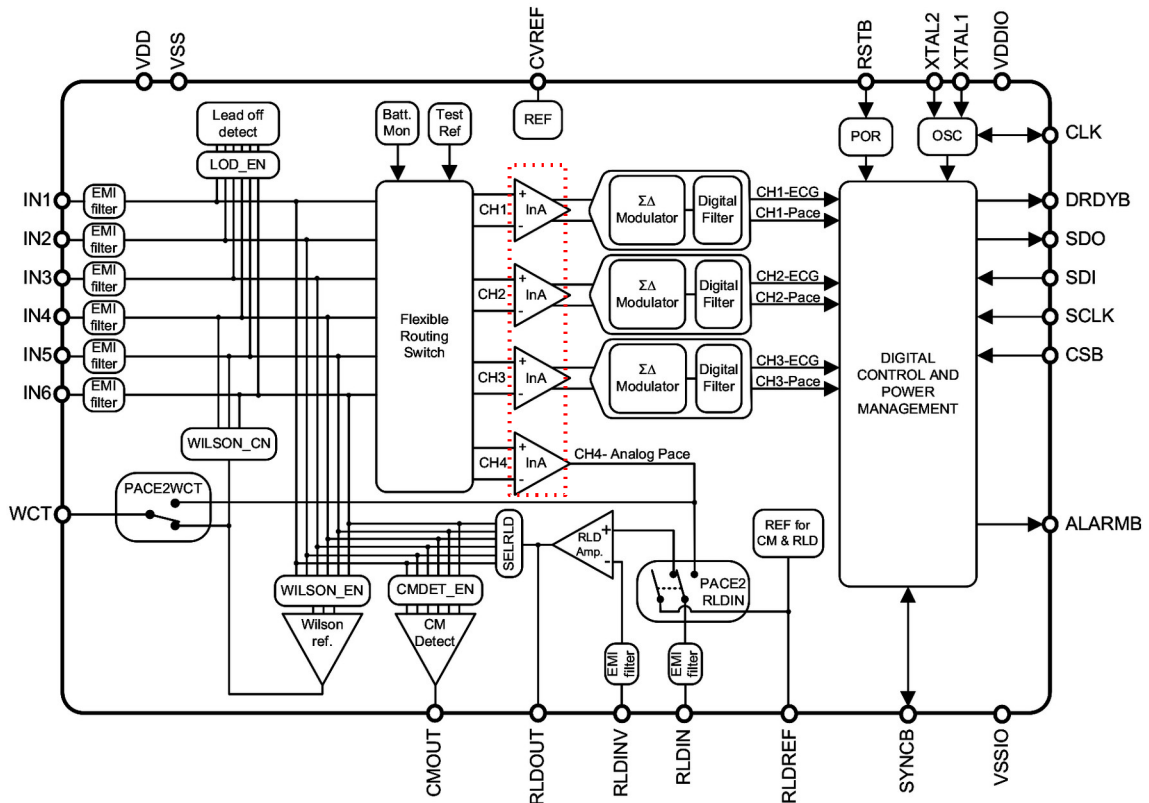
3.1.1 ADS1293

ADS1293 je tříkanálový AFE pro měření biopotenciálů s vestavěným dvacetičtyřbitovým (sigma-delta) A/D převodníkem s nastavitelnou vzorkovací frekvencí. Komunikace s ADS1293 je realizována prostřednictvím SPI sběrnice. Vybrané parametry ADS1293 jsou zaneseny v tabulce 3.1.

Tabulka 3.1 Vybrané parametry ADS1293.[11]

Parametr	Hodnota
CMRR	100 dB (25 °C)
Vstupní napěťový rozsah	±400 mV
Zesílení prvního stupně	3,5 (neměnné)
Pracovní napětí	(2,7 – 5,5) V (analogová část), (1,65 – 3.6) V (digitální část)
Vzorkovací frekvence A/D	(20 – 6400) Hz (nastavitelná v diskretních krocích)
Počet kvantizačních hladin A/D	Maximálně 15 925 248 (23,925 bitů) (závisí na konfiguraci)
Interní napěťová reference	2,4 V (±0.5 %)
Příkon jednoho kanálu	minimálně 0,3 mW (závisí na konfiguraci)
RLD	ANO
LOD	ANO (DC, AC)
Výstup IO	Digitální (SPI rozhraní)
Cena	12,49,- USD

Blokové schéma ADS1293 je zobrazeno na obrázku 3.1.



Obrázek 3.1 Blokové schéma ADS1293.[11]

Každý ze šesti vstupů ADS1293 obsahuje EMI („electromagnetic interference“) filtr potlačující uvedené frekvence:

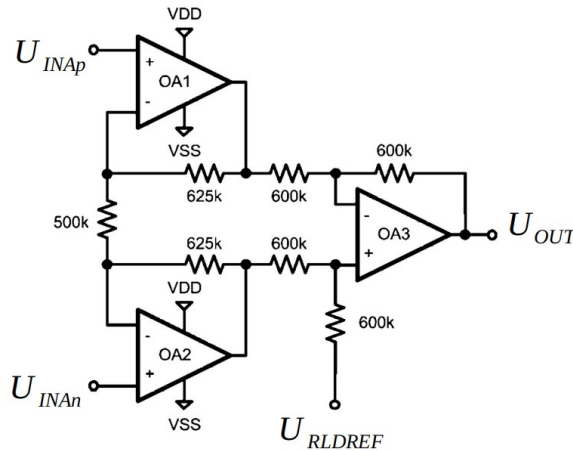
- 400 Mhz (92 dB)
- 900 Mhz (107 dB)
- 1,8 GHz (98 dB)
- 2,4 GHz (86 dB)

Jednotlivé vstupy lze libovolně propojovat se čtyřmi přístrojovými zesilovači, viz obrázek 3.1. V závislosti na propojení lze získat až tři bipolární svody nebo pět unipolárních svodů s Wilsonovou svorkou. Vícesvodové zapojení lze získat kombinací až tří AFE ADS1293, jejichž synchronizace je řízena pomocí pinu SYNCB.

Přístrojové zesilovače (červeně zvýrazněný blok na obrázku 3.1), mají konstantní zesílení $A_{INA}=3,5$, což vychází z jejich vnitřního zapojení, viz obrázek 3.2. S pevným zesílením bude výstup nabývat maximální hodnoty při maximálním vstupním rozdílovém napětí $|\Delta U_{INmax}|=400\text{ mV}$, viz parametry v tabulce 3.1. Maximální napětí na výstupu U_{OUTmax} je dáno vztahem 3.1:

$$\begin{aligned}
 U_{OUTmax} &= A_{INA} \cdot |\Delta U_{INmax}| \\
 U_{OUTmax} &= 3,5 \cdot 0,4 \\
 U_{OUTmax} &= 1,4\text{ V}
 \end{aligned}
 \tag{3.1}$$

K výstupnímu napětí z přístrojového zesilovače U_{OUT} je přičteno napětí $U_{RLDREF} = V_{DD}/2,2$, kde V_{DD} je napájecí napětí analogové části. Vstupní odpor přístrojového zesilovače je $50\text{ M}\Omega$.



Obrázek 3.2 Blok přístrojového zesilovače ADS1293.[11]

Napětí U_{OUT} posunuté vůči analogové zemi je dále připojeno k A/D převodníku s referenčním napětím $U_{ADCref} = 2,4\text{ V}$. Vzorkovací frekvenci $f_{S_{ADC}}$ lze nastavovat skokově od 20 Hz do 6400 Hz pomocí nastavovacích registrů. Hodnoty vzorkovacích frekvencí vychází z celočíselného dělení frekvence externího krystalu. Výrobce doporučuje použít krystal s rezonanční frekvencí $4,096\text{ MHz}$. Pro každou vzorkovací frekvenci výrobce udává odpovídající rozlišení A/D převodníku RES_{ADC} a směrodatnou odchylku šumu. Tabulka 3.2 obsahuje několik vybraných frekvencí, kterým odpovídají maximální hodnoty A/D převodníku. Kompletní seznam dostupných konfigurací je obsažen v technické dokumentaci, viz[11].

Tabulka 3.2 Parametry vybraných konfigurací A/D převodníku.[11]

Vzorkovací frekvence $f_{S_{ADC}}$ (Hz)	Rozlišení RES_{ADC} (bit)	Max. hodnota A/D RES_{ADC}^2 (-)	Směrodatná odchylka šumu (μV)
6400	23	8 388 608	40,81
3200	23	8 388 608	4,59
2133	23,925	15 925 248	6,72
1280	23,61	12 800 000	3,42
1067	23,925	15 925 248	3,05
356	23,850	15 116 544	1,7

Vztah mezi vstupním napětím $\Delta U_{INA} = (U_{INAp} - U_{INAn})$ a výstupní hodnotou A/D převodníku ADC_{OUT} lze vyjádřit rovnicí 3.2:

$$ADC_{OUT} = \left[\frac{3,5 \cdot \Delta U_{INA}}{2 \cdot U_{ADCref}} + \frac{1}{2} \right] \cdot RES_{ADC}^2 \quad (3.2)[11]$$

Lze si všimnout, že v případě $\Delta U_{INA} = 0\text{ V}$ bude $ADC_{OUT(0mV)} = 0,5 \cdot RES_{ADC}^2$.

Ze vztahu 3.2 lze vypočítat počet kvantizačních hladin odpovídajících 1 mV, viz rovnice 3.3:

$$\begin{aligned} |\Delta ADC_{OUT(1mV)}| &= ADC_{OUT(1mV)} - ADC_{OUT(0mV)} \\ |\Delta ADC_{OUT(1mV)}| &= \left[\frac{3,5 \cdot 0,001}{2 \cdot U_{ADCref}} + \frac{1}{2} \right] \cdot RES_{ADC}^2 - 0,5 \cdot RES_{ADC}^2 \end{aligned} \quad (3.3).$$

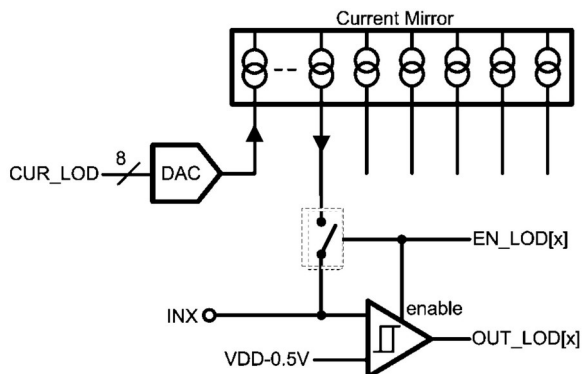
Signál EKG dosahuje jednotek milivoltů, pro názornost bude vypočten počet kvantizačních hladin odpovídajících QRS komplexu s amplitudou 1 mV. Předpokládejme, že AFE bude pracovat v jedné ze zmíněných konfigurací, viz tabulka 3.2, konkrétně $f_{s_{ADC}} = 1067$ Hz, čemuž odpovídá $RES_{ADC}^2 = 15925248$ kvantizačních hladin. Referenční napětí A/D $U_{ADCref} = 2,4$ V. Po dosazení do vztahu 3.3 dostaneme:

$$\begin{aligned} |\Delta ADC_{OUT(1mV)}| &= \left[\frac{3,5 \cdot 0,001}{2 \cdot U_{ADCref}} + \frac{1}{2} \right] \cdot RES_{ADC}^2 - 0,5 \cdot RES_{ADC}^2 \\ |\Delta ADC_{OUT(1mV)}| &= \left[\frac{3,5 \cdot 0,001}{2 \cdot 2,4} + \frac{1}{2} \right] \cdot 15925248 - 0,5 \cdot 15925248 \\ |\Delta ADC_{OUT(1mV)}| &= 11612,16 \end{aligned}$$

QRS komplex s amplitudou 1 mV by byl ve zmíněné konfiguraci pokryt s rozlišením $\log_2(|\Delta ADC_{OUT(1mV)}|) = 13,5$ bitů. Poměr signálu k šumu SNR pro zvolenou konfiguraci vypočteme následovně:

$$\begin{aligned} SNR_{DB} &= 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{\text{amplituda}}{\text{směrodatná odchylka šumu}} \right) \\ SNR_{DB} &= 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{0,001}{3,05 \cdot 10^{-6}} \right) \\ SNR_{DB} &= 50,31 \text{ dB} \end{aligned}$$

AFE ADS1293 umožňuje detekovat odpadlé elektrody LOD („leads off detection“), což je velmi výhodné, zejména při měření zátěžového EKG. K dispozici jsou dva konfigurovatelné módy operace LOD (střídavý AC_LOD a stejnosměrný DC_LOD). Funkce DC_LOD je znázorněna na obrázku 3.3.

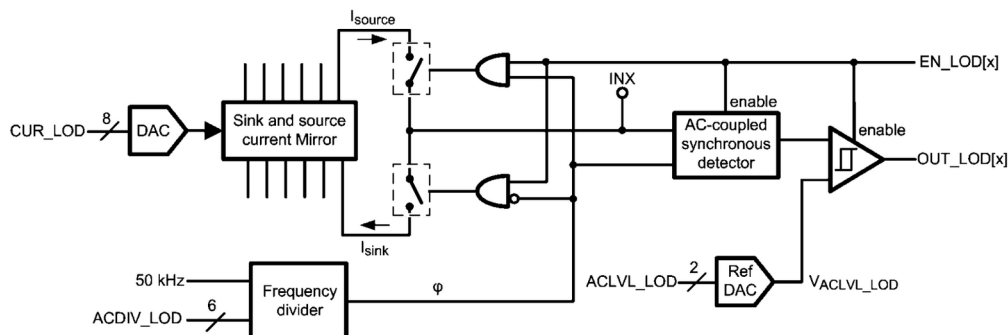


Obrázek 3.3 Stejnosměrná detekce odpadlých elektrod ADS1293.[11]

Ke každé elektrodě, jejíž stav má být detekován, je připojen zdroj proudu, jehož velikost lze skokově nastavovat od 8 nA do 2,04 μ A s krokem 8 nA, viz obrázek 3.2. Pokud je pacient připojen ke vstupu INX, pak zvolený proud protéká tělem pacienta do elektrody řízené nohy RLD, jejíž potenciál je nižší než $U_{RLDREF} = V_{DD}/2,2$. V tomto případě bude napětí na svorce INX nižší než $V_{DD} - 0,5V$, díky čemuž komparátor překlopí do stavu nízké úrovně.

V případech, kdy bude odpojena elektroda RLD, INX nebo obě současně, bude napětí na svorce INX vyšší než $V_{DD} - 0,5V$, tento stav bude indikován vysokou úrovní na výstupu komparátoru. Z tohoto tvrzení vychází, že pokud odpadne elektroda RLD, pak budou všechny vstupy INX vyhodnoceny jako odpadlé, i když budou řádně připojeny. Informaci o stavu připojení elektrod lze vyčíst z registrů AFE ADS1293.

Střídavá detekce odpadlých elektrod je založena na podobném principu jako výše popsaná DC_LOD. Rozdílem je blok pro usměrnění střídavého signálu, jehož amplituda je porovnávána s referencí, viz obrázek 3.4.



Obrázek 3.4 Střídavá detekce odpadlých elektrod ADS1293.[11]

Frekvenci a amplitudu signálu vycházejícího z proudového zrcadla lze skokově nastavovat. Frekvence pro detekci, jsou řádově jednotky až desítky kHz, tedy

mimo spektrum signálu EKG. Použití střídavého napětí pro detekci může být výhodné zejména při použití suchých elektrod, které mají podstatně nižší impedanci pro střídavý signál než pro stejnosměrný.

3.1.2 AD8232

Převzato z technické dokumentace AD8232.[12]

AD8232 je jednobandový AFE pro měření EKG. Podobně jako výše popsany AFE ADS1293 disponuje obvodem RLD a detekcí odpadlých elektrod. Hlavním rozdílem oproti ADS1293 je poskytovaný výstup, jímž je analogový signál, který je dále třeba zpracovat A/D převodníkem. Vybrané parametry AD8232 jsou uvedeny v tabulce 3.3.

Tabulka 3.3 Vybrané parametry AD8232.[12]

Parametr	Hodnota
Počet kanálů	1 (bipolární)
CMRR	86 dB (25 °C)
Vstupní napěťový rozsah	±300 mV
Zesílení prvního stupně	100 (neměnné)
Pracovní napětí	(2 – 3,5) V
Prudový odběr	170 µA (závisí na konfiguraci)
RLD	ANO
LOD	ANO (DC, AC)
Filtrace signálu	Analogová (nastavitelná pásmová propust')
Výstup IO	Analogový signál (rail-to-rail)
Pouzdro IO	LFCSP (4 x 4) mm
Cena (1 ks)	4,- USD

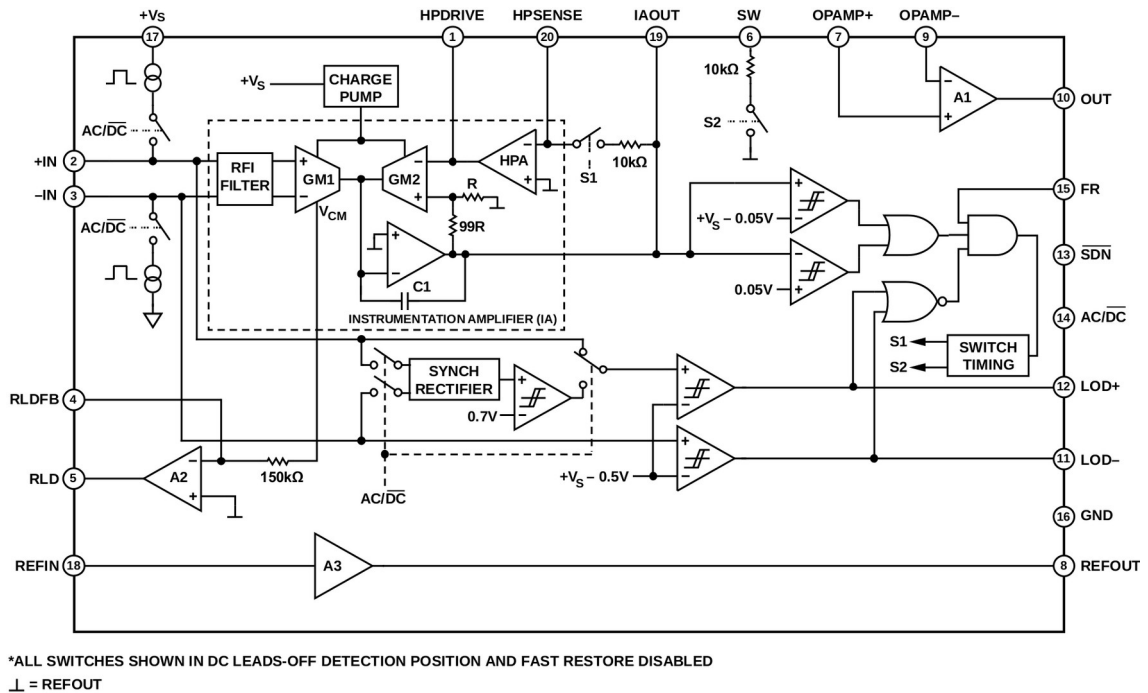
Princip funkce AD8232 vychází z vnitřního zapojení, které lze vidět na obrázku 3.5. Vstupní signál je po průchodu RFI filtrem zesílen v přístrojovém zesilovači, jehož zesílení $A_{IA}=100$ vychází z vnitřního zapojení, konkrétně poměru rezistorů připojených k operačnímu zesilovači označenému jako GM2, viz obrázek 3.5.

Detekce odpadlých elektrod je založena na stejném principu jako u ADS1293, proto již nebude dále rozebírána. Jediným rozdílem oproti ADS1293 je výstup AC_LOD, který nerozlišuje, která ze dvou elektrod odpadla.

AD8232 nemá vnitřní napěťovou referenci, proto je třeba ji přivést z externího zdroje, nebo si ji vytvořit pomocí odporového děliče a integrovaného operačního zesilovače v režimu sledovače napětí označeného jako A3 na obrázku 3.5.

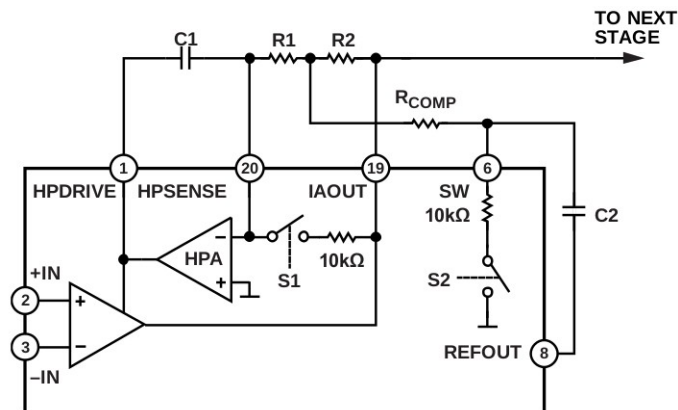
Výstupní signál z prvního stupně (IAOUT) lze dále analogově filtrovat pomocí horní a dolní propusti. Strmost útlumové charakteristiky použitých analogových filtrů závisí na jejich zapojení. V případě realizace horní i dolní propusti platí, že pro dosažení strmější útlumové charakteristiky je třeba realizovat filtry vyššího řádu, což vyžaduje použití více pasivních součástek.

Dodatečné zesílení prvního stupně a současně filtraci dolní propusti lze realizovat operačním zesilovačem označeným jako A1 na obrázku 3.5.



Obrázek 3.5 Blokové schéma AD8232.[12]

Horní propust druhého řádu lze realizovat například zapojením uvedeným na obrázku 3.6.



Obrázek 3.6 Realizace horní propusti druhého řádu.[12]

Hodnoty jednotlivých pasivních součástek uvedených na obrázku 3.6 lze navrhnout následujícím doporučeným způsobem:

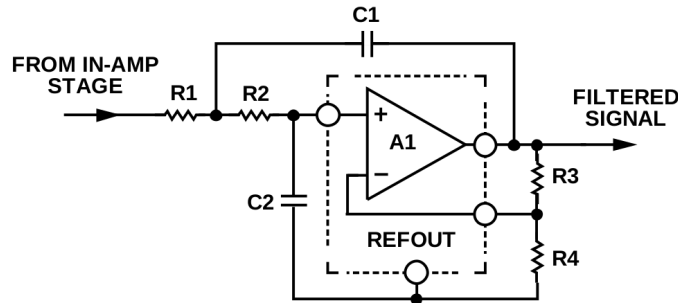
- $R_1 = R_2 \geq 100 \text{ k}\Omega$
- $C_1 = C_2$
- $R_{COMP} = 0,14 \cdot R_1$

Konkrétní horní mezní kmitočet f_c je dán vztahem 3.4:

$$f_c = \frac{10}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R_1 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot C_2}} \quad (3.4)[12]$$

Na obrázku 3.6 si lze všimnout spínačů S1 a S2, jejichž sepnutím dojde k rychlé změně napětí na kondenzátorech C_1 a C_2 . Jejich hodnoty mohou pro nízké frekvence ($f_c < 0,1 \text{ Hz}$) dosahovat až desítek mikrofaraďů, což v kombinaci s vysokými hodnotami odporů vytváří dlouhé časové konstanty (jednotky sekund). Zmíněné spínače tuto časovou konstantu ustálení zkracují. V praxi se zmíněná funkcionality často označují jako obvod rychlého startu („fast restore circuit“).

Dolní propust lze realizovat například dolní propustí druhého řádu, viz obrázek 3.7.



Obrázek 3.7 Realizace dolní propusti druhého řádu (topologie Sallen a Key).[12]

Dolní mezní kmitočet f_c pro zapojení 3.7 je dán vztahem 3.5:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R_1 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot C_2}} \quad (3.5)[12]$$

Zesílení dolní propusti A_{LP} je určeno poměrem rezistorů R_3 a R_4 :

$$A_{LP} = \frac{R_3}{R_4} + 1 \quad (3.6)[12]$$

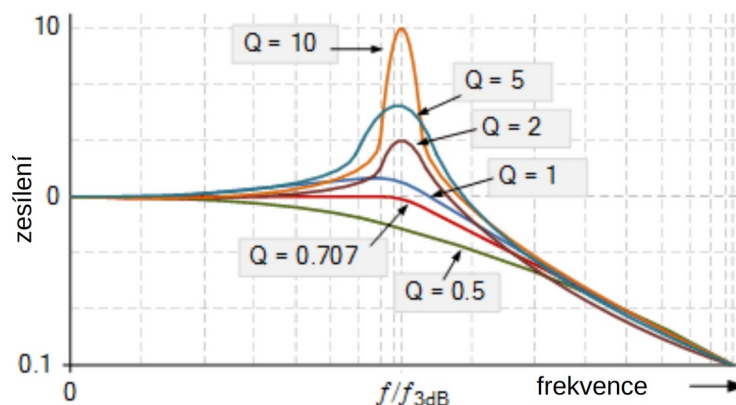
Pro zesílení $A_{LP} \geq 3$ je doporučeno volit hodnotu kondenzátoru alespoň $C_1 \geq 4 \cdot C_2$. Celkové zesílení A_{CELK} AD8232 je dáno vztahem 3.7, kde $A_{IA} = 100$ je zesílení prvního stupně.

$$A_{CELK} = A_{IA} \cdot A_{LP} \quad (3.7)$$

Důležitou součástí návrhu filtru je ověření činitele jakosti filtru Q , jehož hodnotu dostaneme dosazením do rovnice 3.8:

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot C_2}}{R_1 \cdot C_2 + R_2 \cdot C_2 + R_1 \cdot C_1 \cdot (1 - A_{LP})} \quad (3.8)[12]$$

Závislost převodní charakteristiky filtru Q na tvaru převodní charakteristiky filtru lze vidět na obrázku 3.8.



Obrázek 3.8 Závislost převodní charakteristiky dolní propusti druhého řádu na činiteli jakosti filtru Q . [13]

Hodnoty $Q \geq 0,707$ zkreslují signál v okolí mezního kmitočtu, viz obrázek 3.8, což je při filtraci signálu EKG nežádoucí. Pro nezkreslení signálu by se hodnota Q měla pohybovat v intervalu 0,5 až 0,707.

3.2 Porovnání vybraných analogových frontendů

Výše popsané AFE pro snímání EKG se vzájemně odlišují v několika vlastnostech a parametrech, viz tabulka 3.4.

Tabulka 3.4 Srovnání parametrů AFE ADS1293 a AD8232. [11][12]

Parametr	ADS1293	AD8232
Počet kanálů	3 (bipolární)	1 (bipolární)
$CMRR$	100 dB (25 °C)	86 dB (25 °C)
Vstupní napěťový rozsah	± 400 mV	± 300 mV
Zesílení prvního stupně	3,5 (neměnné)	100 (neměnné)
Pracovní napětí	(2,7 – 5,5) V (ana.), (1,65 – 3,6) V (dig.)	(2 – 3,5) V
Filtrace signálu	NE	Analogová (nastavitelná pásmová propust)
Výstup IO	Digitální (SPI rozhraní)	Analogový signál (rail-to-rail)
Interní napěťová reference	2,4 V ($\pm 0,5$ %)	NE
Pouzdro IO	WQFN 28 (5 x 5) mm	LFCSFP (4 x 4) mm
Cena (1 ks)	12,49,- USD	4,- USD

AFE ADS1293 by měl oproti AD8232 poskytovat vyšší kvalitu výstupního signálu, zejména díky vyššímu $CMRR$ a také vstupnímu napěťovému rozsahu. AD1293 navíc poskytuje již digitalizovaný signál s velmi vysokým rozlišením (až 23,925 bitů). AD8232 poskytuje analogový výstup, který je potřeba dodatečně digitalizovat A/D převodníkem. Kladem AD8232 je možnost filtrovat signál již před jeho digitalizací pomocí analogových filtrů. V případě ADS1293 lze provádět pouze číslicovou filtraci například v připojeném MCU.

Na trhu existují i jiné AFE, například MAX30003 (Analog devices) nebo HM301D (STMicroelectronics).

V případě MAX30003 i HM301D se jedná o AFE s již integrovaným A/D převodníkem a digitálním výstupem sběrnice SPI, stejně jako u ADS1293. Oproti AFE ADS1293 mají zmíněné AFE podstatně nižší rozlišení A/D převodníku (15,5 bitů u MAX30003[14] a 16 bitů u HM301D[14]), proto jim nebylo věnováno tolik pozornosti.

3.3 Algoritmy pro detekci QRS komplexu

Během posledních let vzniklo několik algoritmů pro detekci QRS komplexu signálu EKG. Algoritmy lze rozdělit do skupin podle principu funkce, jednotlivé skupiny algoritmů s vybranými zástupci jsou uvedeny níže:

- Algoritmy založené na první derivaci (Hamilton, Pan a Tompkins)
- Algoritmy založené na vlnkové transformaci (Martinez)
- Algoritmy založené na metodách strojového učení (Abibullaev)

Senzitivita a pozitivní prediktivita jednotlivých algoritmů se pohybuje kolem 99 %, viz tabulka 3.5.

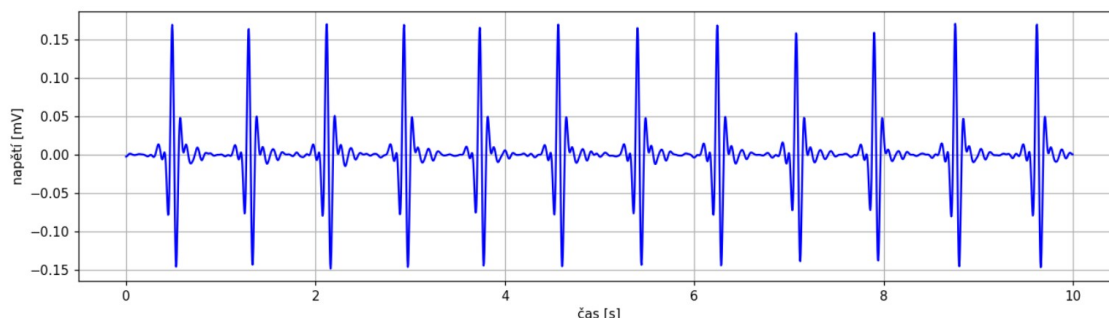
Tabulka 3.5 Sensitivita a pozitivní prediktivita vybraných algoritmů pro detekci QRS komplexu[16].

Algoritmus (rok)	Senzitivita (%)	Poz. prediktivita (%)
Pan and Tompkins (1985)	99,74	99,84
Hamilton (1986)	99,54	99,42
Martinez (2010)	99,81	99,89
Abibullaev (2011)	97,2	98,52

Z hlediska výpočetní složitosti jsou nejméně náročné numerické algoritmy založené na první derivaci (Pan and Tompkins, Hamilton). V principu se jedná o velmi podobné algoritmy, které se používají v klinické praxi jako zavedený standard. Princip těchto numerických algoritmů založených na první derivaci bude ve stručnosti popsán v podkapitole 3.3.1.

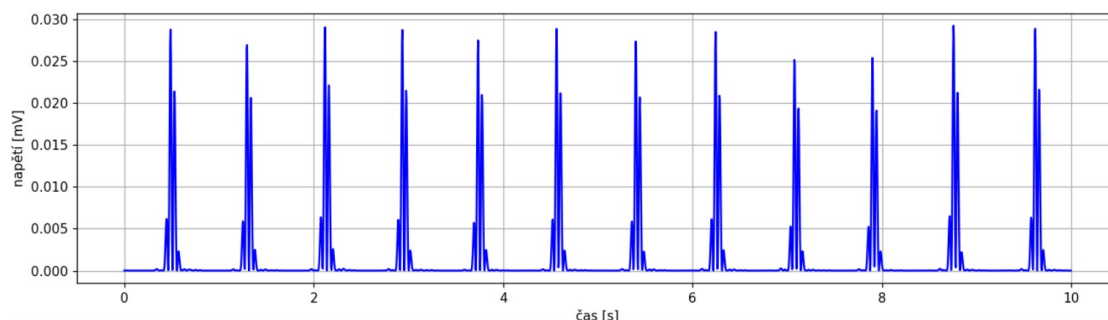
3.3.1 Princip algoritmů využívajících derivaci

Detekce QRS komplexu probíhá v následujících krocích. Na signál je aplikována horní propust s mezním kmitočtem 5 Hz. Výsledný signál je dále filtrován horní propustí s mezním kmitočtem 15 Hz. Vytvořená pásmová propust 5-15 Hz by měla dobře přenášet QRS komplex a utlumovat vlnu T. Na vyfiltrovaný signál je dále aplikována numerická derivace, jejíž výstup lze vidět na obrázku 3.9.[16]



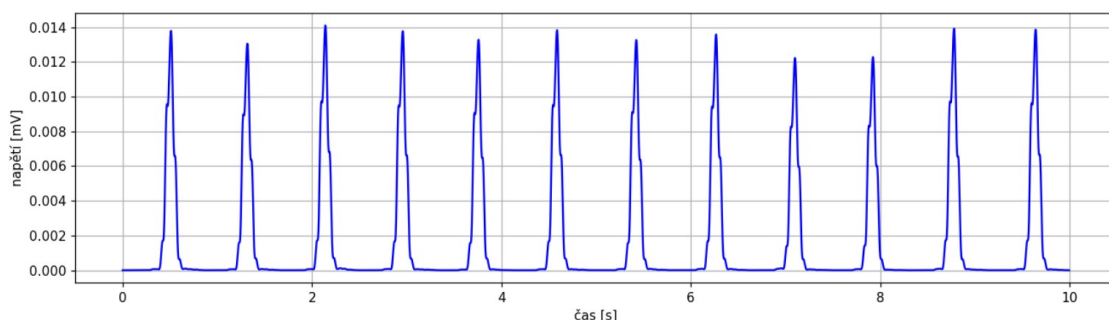
Obrázek 3.9 Výsledek derivace filtrovaného signálu EKG.[3]

Signál je dále přenesen do kladných hodnot, čehož se dosáhne umocněním signálu na druhou, viz obrázek 3.10.[16]



Obrázek 3.10 Výsledek umocnění signálu na druhou.[3]

Pro vyhlazení je na signál aplikována numerická integrace,[16] kterou lze realizovat například pomocí konvoluce s konvolučním jádrem, jehož řád odpovídá přibližně počtu vzorků pokrývajících čas trvání QRS komplexu, viz obrázek 3.11.



Obrázek 3.11 Vyhlazení signálu pomocí konvoluce.[3]

Nalezení QRS komplexu je realizováno pomocí adaptivního prahu, jehož hodnota může být zvolena například jako čtvrtina maximální amplitudy v posledních šesti sekundách záznamu.[3] Optimální hodnoty pro stanovení detekčního prahu lze experimentálně stanovit v závislosti na aplikaci.

Pro nalezení vrcholu R vlny je potřeba vyhledat lokální maximum v oblasti, která byla vyhodnocena jako QRS komplex. K tomuto účelu lze využít například optimalizační metody hill-climbing nebo simulované žíhání. Díky použití optimalizačních metod není nutné procházet všechny body v okolí QRS komplexu a hledat polohu maxima, což zkrátí výpočetní čas. Určení dalších komponent signálu EKG vychází z přesného určení špičky R vlny. Metody pro rozměření křivky EKG shrnuje například [3].

Je důležité uvědomit si, že mezi vrcholem R vlny v signálu EKG a jeho detekcí je časové zpoždění, které není konstantní. Tudíž veškeré výpočty HRV parametrů jsou zatíženy chybou. Dle [16] má Pan and Tompkins algoritmus při detekci R vln směrodatnou odchylku 95,88 ms.

4 Konstrukční část

Kapitola dokumentuje návrh, realizaci a výrobu několika zařízení pro snímání EKG, založených na výše popsaných AFE ADS1293 a AD8232. Veškerá navržená zařízení jsou ve formě CAD souborů přiložena v příloze práce. Dále je dokumentován návrh a zhotovení různých typů suchých elektrod včetně popruhů pro uchycení k tělu probanda.

Zhotovená zařízení a elektrody budou dále testována za účelem nalezení kombinace zařízení a suché elektrody poskytující nejrobustnější signál EKG při zátěžovém testu (běh na páse), viz kapitola 5.2. Aby bylo možné kvantifikovat robustnost poskytovaných signálů jednotlivých řešení, byla navržena a zhotovena jednotka akcelerometru, jež bude měřit otřesy, které nejvíce ovlivňují výstupní signál. Návrh a zhotovení jednotky akcelerometru je popsáno v podkapitole 4.6.

4.1 Stanovení požadavků

Cílem práce je navrhnout senzorový nod pro snímání EKG v terénu. Hlavními požadavky na konstruované zařízení jsou:

- miniaturizované řešení vhodné k vestavění do pracovního oděvu
- nastavitelná vzorkovací frekvence v intervalu 200 až 2000 Hz
- detekce odpadlých elektrod
- zpětnovazební elektroda RLD
- detekce R vln v „reálném“ čase a výpočet HRV
- konektivita s dalšími subsystémy pomocí sběrnice UART
- napájecí napětí 3,3 až 6 V
- odolnost vůči defibrilačnímu napětí

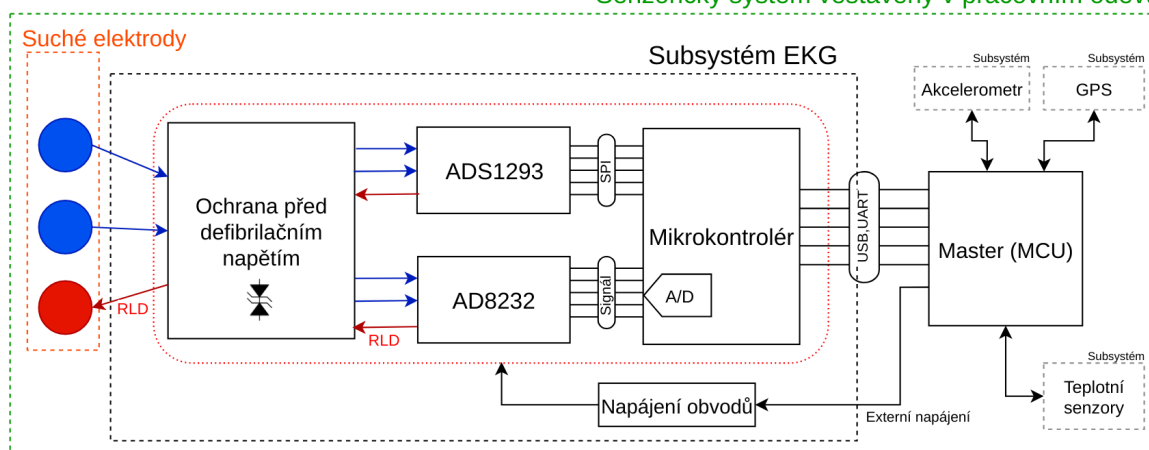
4.2 Výběr komponent

Na základě stanovených požadavků byly vybrány komponenty pro konstrukci zařízení. Konkrétní typy AFE není třeba vybírat, protože jsou stanoveny zadáním práce. Po důkladném průzkumu trhu lze prohlásit, že zadané AFE (ADS1293 a AD8232) patří k těm nejlepším na trhu.

K výrobě zařízení bylo potřeba vybrat další komponenty, konkrétně mikrokontrolér (MCU), napájecí zdroj a obvod ochrany před defibrilačním napětím. Výběr zmíněných komponent je diskutován v následujících podkapitolách.

Blokové schéma navrhovaného zařízení je znázorněno na obrázku 4.1.

Senzorický systém vestavěný v pracovním oděvu



Obrázek 4.1 Blokové schéma navrhovaných zařízení v kontextu celého systému.

Konstruovaný senzorový nod představuje jen část ze senzorického systému vestavěného v pracovním oděvu, viz obrázek 4.1. Zařízení bude obsahovat jen jeden ze zmíněných AFE, buď AD8232, jehož výstupní signál bude zpracovávat A/D převodník MCU, nebo ADS1293, s nímž bude MCU komunikovat prostřednictvím sběrnice SPI.

Zařízení bude napájeno externě z jednoho nebo více akumulátorů umístěných v pracovním oděvu.

4.2.1 Mikrokontrolér

Požadavky na vybíraný MCU jsou následující:

- dostatečný výkon pro zpracování signálu EKG v reálném čase
- komunikační sběrnice SPI a UART, viz obrázek 4.1
- A/D převodník s rozlišením alespoň 12 bitů
- integrovaný oscilátor
- nízký příkon
- cenově dostupné řešení

Na trhu existuje mnoho mikrokontrolérů různých výrobců, které splňují výše stanovená kritéria, což značně znesnadňuje výběr. V současné době je situace na trhu mikročipů složitá, z důvodu jejich nedostatku. Zejména moderní čipy s jádrem ARM-Cortex M0+ prakticky nejsou k sehnání a pokud jsou, většinou se jedná o verze s malou kapacitou FLASH paměti. Starší MCU, založené na jádře AVR, jsou sice dostupné, ale mají podstatně nižší výpočetní výkon a vyšší příkon, což je pro zmíněnou aplikaci nevhodné.

Z dat největších distributorů elektronických součástek (Farnell, Mouser, Digikey atd...) vyplývá, že k prvnímu naskladnění by mělo dojít nejdříve ke konci roku 2023.

Na základě stanovených požadavků byl vybrán mikrokontrolér firmy Microchip typ ATSAM21E18. Vybrané parametry MCU ATSAM21E18 jsou zaneseny v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1 Vybrané parametry MCU ATSAM21E18.[18]

Parametr	Hodnota
Pracovní napětí	(1,62-3,62) V
Rozlišení A/D převodníku	12 bitů
Integrované oscilátory	48 MHz, 8 MHz, 32,768 kHz
Paměť FLASH	256 kB
Paměť SRAM	32 kB
Komunikační rozhraní	UART, SPI, I ² C, JTAG, USB
Časovače	Tři nezávislé s rozlišením 24 bitů
Typ pouzdra (rozměry)	QFN32, (5x5) mm
Cena	4,- USD

Vybraný třicetidvoubitový MCU ATSAM21E18 byl uveden na trh v roce 2014. Od té doby se stal díky svým parametrům, dobré technické dokumentaci a příznivé ceně velmi populární a je využíván v mnoha konstrukcích. Díky tomu jej lze z těchto konstrukcí odpájet a použít ve vlastním zařízení. Při dočasné nedostupnosti čipů na trhu se bohužel jedná o jediný způsob, jak se k nedostupnému zboží dostat.

4.2.2 Napájecí zdroj

Požadavky na vybíraný napájecí zdroj jsou následující:

- výstupní napětí 3,3 V s nízkou úrovní šumu
- maximální výstupní proud vyšší než 50 mA
- ochrana před zkratem a přehřátím
- nízký proudový odběr
- nízký úbytek napětí
- miniaturní pouzdro

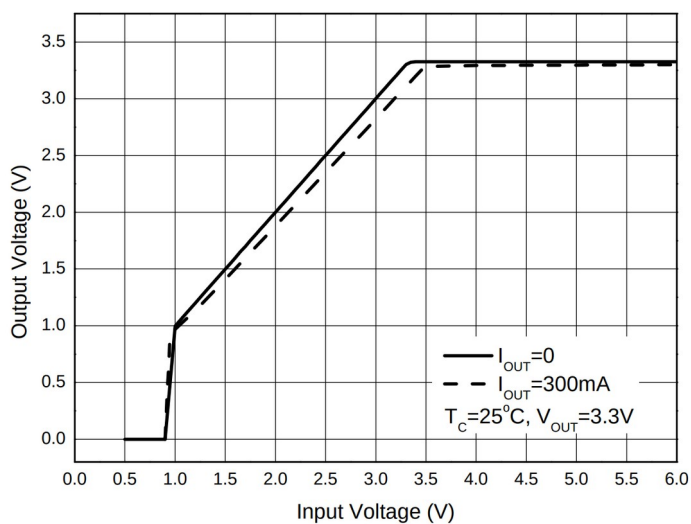
Zmíněné požadavky nejlépe splňují lineární nízkoúbytkové stabilizátory LDO („low-dropout regulator“), použití DC-DC měničů pro takto nízkopříkonovou aplikaci nedává smysl. DC-DC měniče totiž vyžadují více pasivních součástek a ve srovnání s lineárními stabilizátory produkují více šumu.

Pro konstrukci zařízení byl vybrán lineární stabilizátor firmy Diodes Incorporated AP2127 v pouzdru SOT-23. Parametry vybraného lineárního stabilizátoru jsou uvedeny v tabulce 4.2.

Tabulka 4.2 Vybrané parametry lineárního stabilizátoru AP2127.[19]

Parametr	Hodnota
Vstupní napětí	(2,5-6) V
Přesnost výstupního napětí	$\pm 2\%$
Proudový odběr v klidu	60 μA
Ochrana proti zkratu	ANO (proudová pojistka 50 mA)
Ochrana proti přehřátí	ANO
Pouzdro	SOT-23
Cena 1ks	0,5 USD

Výhodou vybraného stabilizátoru je jeho minimální napěťový úbytek, viz obrázek 4.2. Při proudovém odběru 10 mA výrobce deklaruje úbytek 5 mV, pro celý rozsah pracovních teplot od -40 do 80 stupňů Celsia.



Obrázek 4.2 Závislost výstupního napětí AP2127 na vstupním napětí.[19]

Existují i jiné nízkoúbytkové stabilizátory, které by bylo díky podobným parametrům možné použít, například TPS7A05 [20] nebo MCP1700 [21].

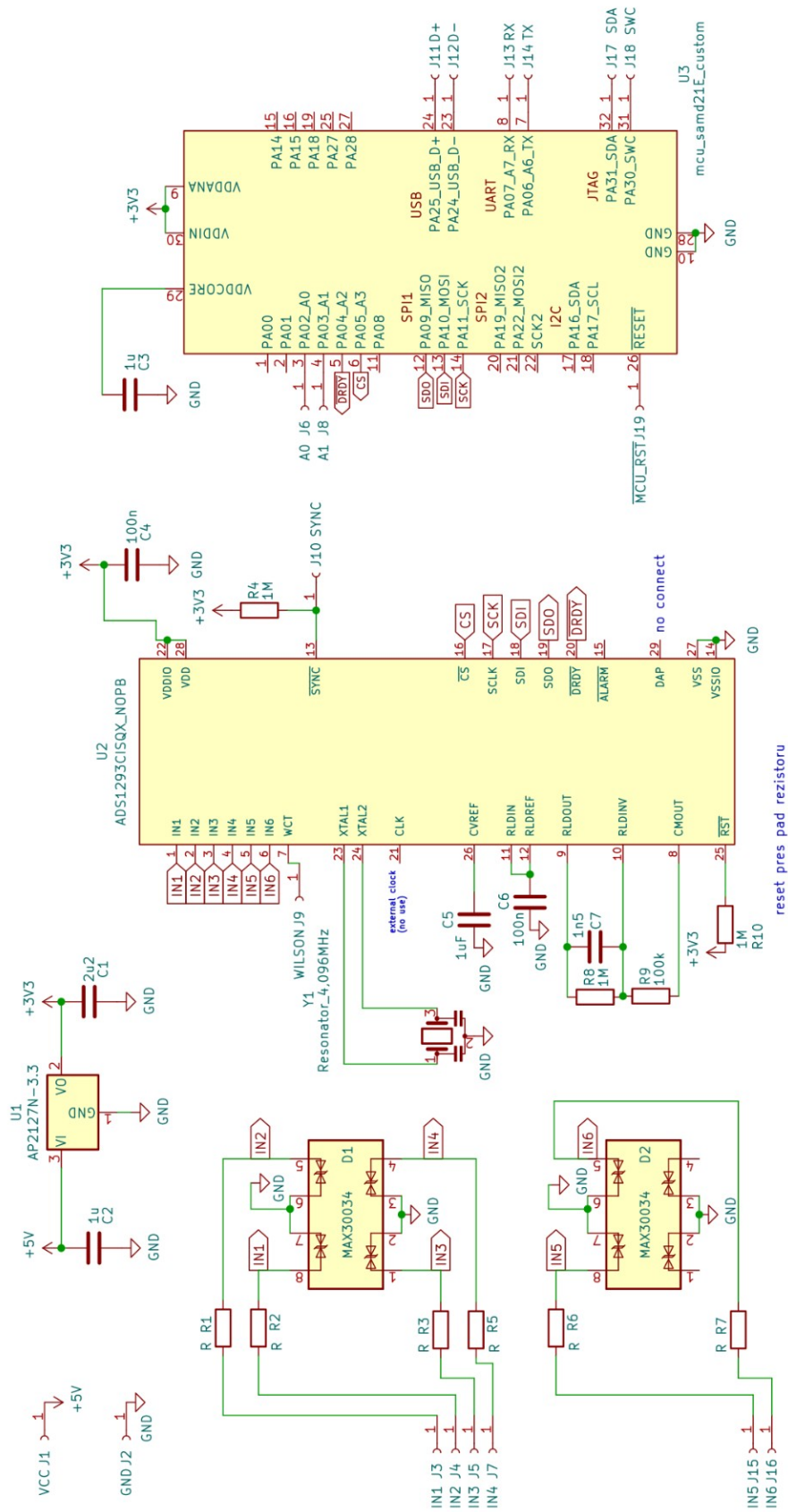
4.3 Řešení využívající ADS1293

Z vybraných komponent bylo navrženo elektronické schéma zapojení senzorového nodu, viz obrázek 4.3. Ochranu před defibrilačním napětím zajišťují dva čtyřkanálové obvody MAX30034. Jejich funkcí je svedení vysokého napětí na nulový potenciál, čímž je chráněn AFE ADS1293. Výrobce MAX 30034 deklaruje velmi krátký spínací čas < 2 ns a také nízký průsakový proud 20 pA. Integrovaný obvod je spínán při překročení napětí 3,9 V. Význam rezistorů na vstupech MAX30034 je omezení proudu tekoucího ochranným obvodem při defibrilaci. Maximální proud tekoucí skrze MAX30034 je 4 A.[22] Pro návrh bude uvažován maximální proud podstatně nižší, protože miniaturní plošný spoj dovoluje vyzářit jen velmi omezené množství tepelné energie. Plošný spoj bude navíc zalit do zalévací hmoty, která ho bude chránit před vlhkostí. Pro první experimenty byl zvolen vstupní odpor 100 k Ω . Při defibrilačním napětí 2000 V by tak skrze jeden kanál MAX 30034 protékalo zhruba 20 mA.

Existuje jen velmi nízká šance, že by ochranné obvody musely zasahovat, protože před defibrilací bude pracovní oděv s integrovanými elektrodami téměř jistě sundán z těla osoby.

AFE ADS1293 vyžaduje externí zdroj hodinového signálu, buď ve formě krystalu s frekvencí 4,096 MHz, nebo ve formě obdélníkového signálu o frekvenci 409,6 kHz přivedeného na konkrétní pin. Rezonanční krystaly jsou velmi přesné avšak pro potřebnou frekvenci 4,096 MHz jsou rozměrné (12 x 4 x 4) mm, což je dáno fyzikálními vlastnostmi. Keramické rezonátory jsou podstatně menší než krystaly, avšak nejsou tak přesné. S ohledem na skutečnost, že zařízení bude po většinu času v blízkosti lidského těla, nepředpokládá se, že by bylo zařízení vystavováno extrémním teplotám. Proto lze použít i méně přesný keramický rezonátor, který je v rozsahu fyziologických teplot dostatečně stabilní pro použití ve zmíněné aplikaci. Konkrétně byl vybrán rezonátor výrobce Murata CSTCR4M09 s rozměry (6 x 3 x 2) mm.[23]

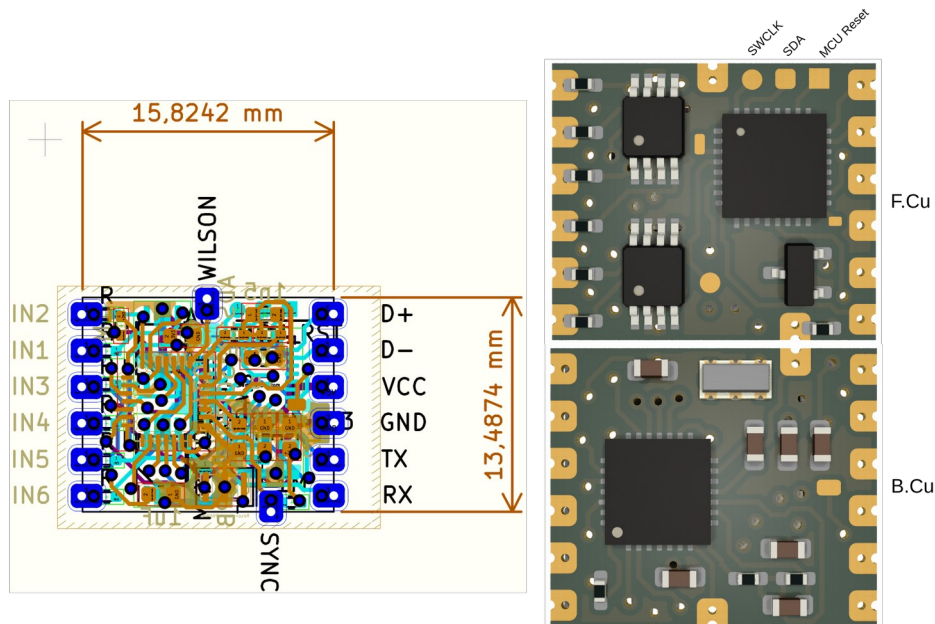
Hodnoty pasivních součástek připojených k pinům (CMOUT, RLDINV a RLDOUT) AFE ADS1293 vychází z doporučení výrobce, viz [11]. Pro sběr a zpracování dat byl k AFE připojen vybraný MCU SAMD21E18, který bude s AFE komunikovat pomocí SPI. Vyčítání dat z AFE je synchronizováno pomocí pinu DRDY (data ready), který AFE ADS1293 nastaví na úroveň logické nuly po naměření nových dat. Zpracování na straně MCU bude probíhat v přerušení vyvolaném změnou logické hodnoty na pinu DRDY. Programování MCU může být realizováno buď přes USB, nebo prostřednictvím JTAG rozhraní. Subsystem bude s nadřazeným systémem komunikovat pomocí vyvedených pinů sběrnice UART.



Obrázek 4.3 Schéma zapojení senzového nodu s AFE ADS1293.

4.3.1 Realizace

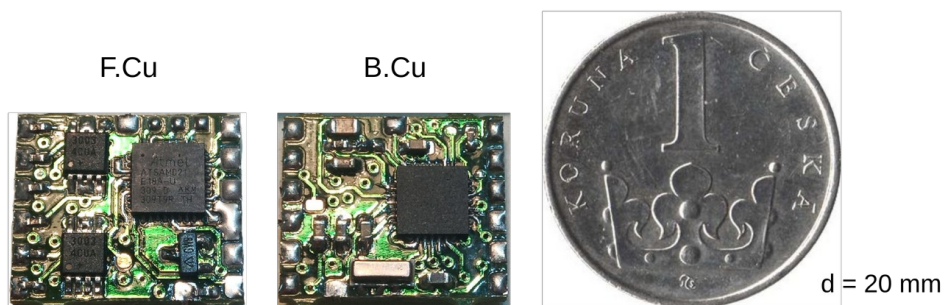
Dle schématu zapojení na obrázku 4.3 byl navržen miniaturizovaný čtyřvrstvý plošný spoj o rozměrech 15,8 x 13,5 mm. Návrh byl proveden v opensource programu Ki-Cad. Návrh DPS dokumentuje obrázek 4.4.



Obrázek 4.4 Návrh a 3D render DPS s popisem a rozměry verze s AFE ADS1293.

V praxi se osvědčilo přidávání prokovů do plošek pro připájení vodičů. Zmíněné prokovy podstatně zvyšují odolnost vůči vytržení vodiče i s částí vodivé masky plošného spoje. Pro návrh byly použity miniaturní SMD součástky velikosti 0603 a 0402. Na přední i zadní stranu DPS byla přidána rozlitá vrstva zemnění.

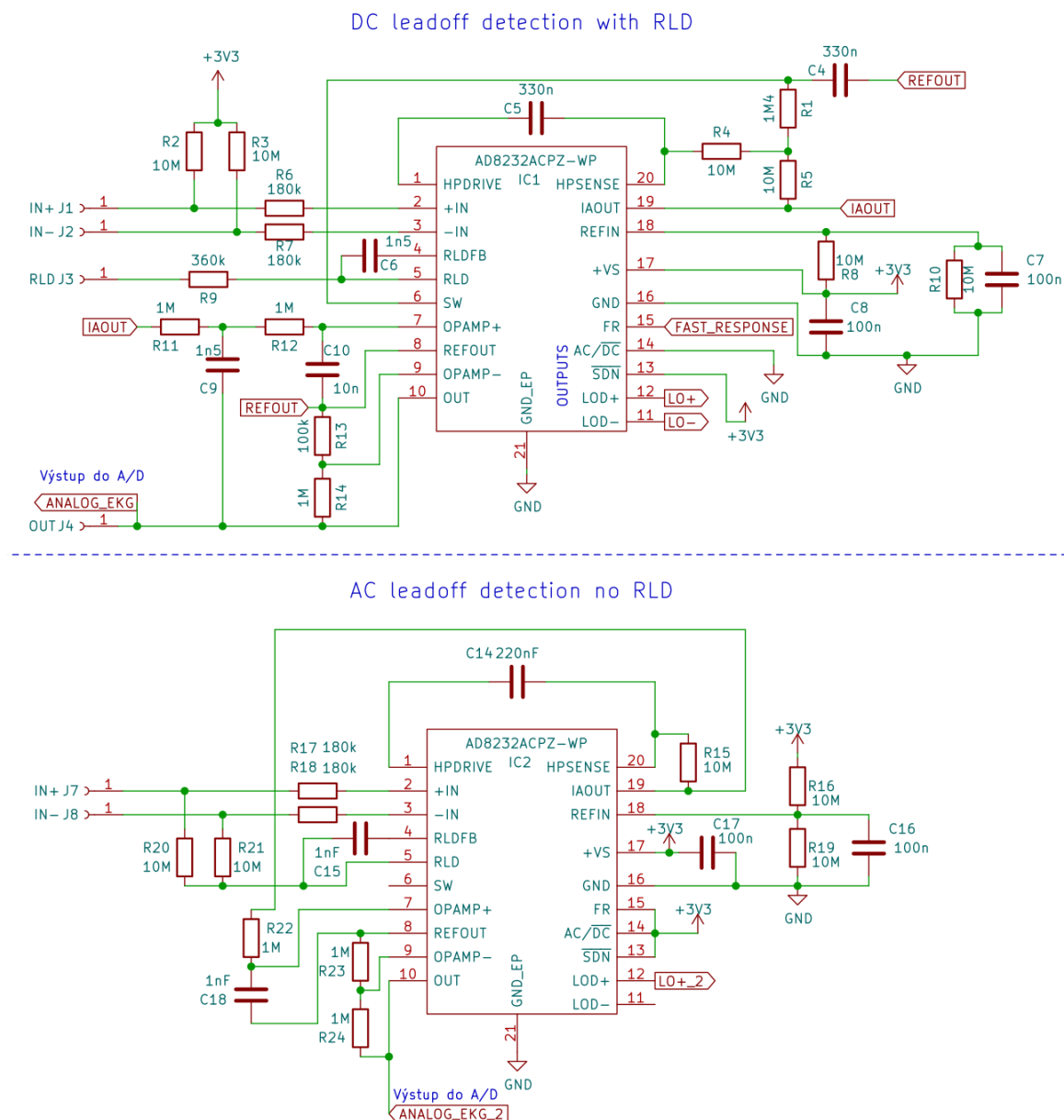
Navržený plošný spoj byl vyroben a ručně osazen v několika exemplářích. Realizaci lze vidět na obrázku 4.5.



Obrázek 4.5 Osazený plošný spoj ve srovnání s mincí 1 Kč.

4.4 Řešení využívající AD8232

Výrobce AFE AD8232 uvádí v katalogovém listu [12] několik různých zapojení, lišících se v použitých analogových filtrech a počtu elektrod. V rámci návrhu byla navržena a realizována dvě zařízení využívající AD8232. Částečná schémata zapojení bez napájecího zdroje a MCU jsou znázorněna obrázku 4.6. Kompletní schéma je součástí adresáře „HW“ přílohy práce.



Obrázek 4.6 Schémata zapojení sensorového nodu s AFE AD8232.

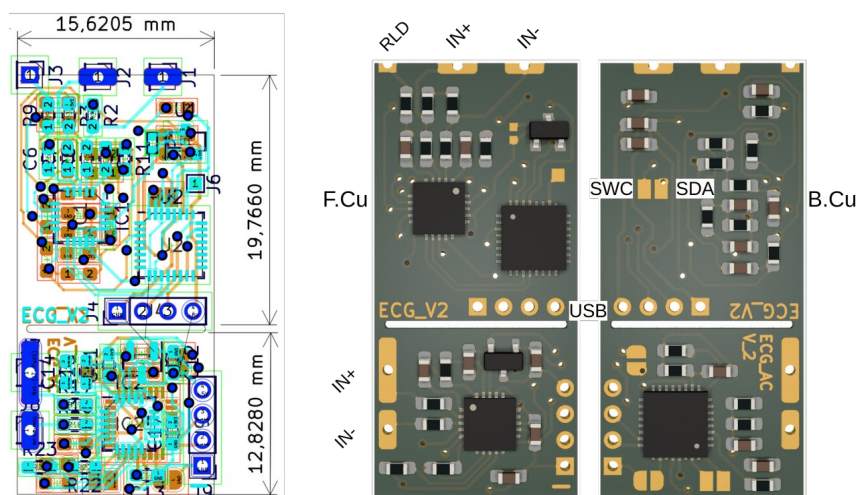
Schémat sensorových nodů, viz obrázek 4.6, se od sebe liší počtem elektrod, typem analogových filtrů a způsobem detekce odpadlých elektrod. Oba AFE využívají odporový dělič pro získání referenčního napětí pro elektrodu RLD (rezistory R8, R10 a R16, R19). Pro stabilitu referenčního napětí byly k děliči připojeny kondenzátory s kapacitou 100 nF. Zapojení se stejnosměrnou detekcí

odpadlých elektrod (obrázek 4.6 nahoře) využívá analogové filtry (LP, HP) druhého řádu. Druhé zapojení využívá analogové filtry (LP, HP) prvního řádu, vyžaduje tedy podstatně méně pasivních součástek. Konkrétní hodnoty pásmových propustí lze vypočítat pomocí rovnic uvedených v kapitole 3.1.2.

Zapojení na obrázku 4.6 (dole) nemá samostatně vyvedenou elektrodu RLD. Namísto toho je výstup pinu RLD přiveden přes dva 10 M Ω na vstupy IN+ a IN-, alespoň pro částečné potlačení souhlasného rušení. Nepředpokládá se, že by toto zapojení poskytovalo robustnější signál EKG. Propojení RLD se vstupy AFE navíc snižuje vstupní odpor, který je závislý na odporu rezistorů R20 a R21.

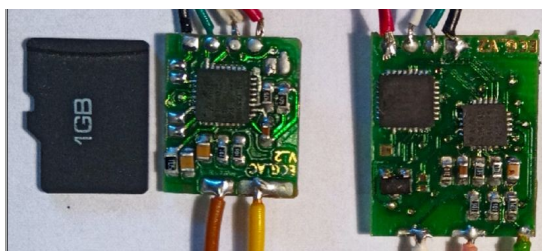
4.4.1 Realizace

Dle schématu zapojení na obrázku 4.6 byl navržen miniaturizovaný dvouvrstvý plošný spoj kombinující obě zapojení. Jednotlivé plošné spoje dostaneme rozlomením DPS v zeslabeném místě. Návrh byl proveden v opensource programu Ki-Cad. Výsledek dokumentuje obrázek 4.7.



Obrázek 4.7 Návrh a 3D render DPS s popisem a rozměry verze s AFE AD8232.

Navržené plošné spoje byly vyrobeny a ručně osazeny v několika exemplářích. Realizaci lze vidět na obrázku 4.8.



Obrázek 4.8 Osazené plošné spoje ve srovnání s microSD kartou.

Navržené plošné spoje lze dále miniaturizovat například použitím menších součástek, nebo návrhem vícevrstvého DPS, jako v případě modulu s ADS1293.

4.5 Snímací elektrody

Navržená zařízení budou testována se suchými elektrodami. Pro účely experimentu bylo navrženo a zhotoveno několik typů suchých elektrod včetně popruhů pro jejich fixaci na tělo. Základní parametry navržených elektrod jsou zaneseny v tabulce 4.3.

Tabulka 4.3 Navržené suché elektrody a jejich parametry

Materiál	Rozměry (mm)	Hmotnost (g)	Fotka
Nerezový plech	6 x 4,5	22	
Vodivá tkanina	6 x 4	1	
Vodivá tkanina s vodivou gumou	6 x 4	5	

Suché elektrody z nerezového plechu jsou v praxi hojně používány, protože jsou levné, biokompatibilní a lze je snadno dezinfikovat. Pro fixaci elektrod bylo ušito několik hrudních pásů. Nerezové elektrody lze k hrudnímu pásu připevnit pomocí suchého zipu našitého na dvojitě vrstvě polyesteru. Vrstva polyesteru byla použita pro vymezení prostoru mezi elektrodou a hrudním pásem pro připojení vodiče. Elektrody lze libovolně posouvat po hrudním páse. Fixace nerezových elektrod k tělu probanda a detail jejich konstrukce je znázorněn na obrázku 4.9.



Obrázek 4.9 Fixace nerezových elektrod k tělu.

Dále byly zhotoveny elektrody využívající vodivou tkaninu. Konkrétně se jedná o polyesterová vlákna obalená tenkou vrstvou mědi a niklu. Standardně se tato tkanina využívá pro elektromagnetické stínění, avšak její vlastnosti by mohly být vhodné pro konstrukci suchých elektrod. Zejména nikl na povrchu tkaniny je velmi odolný vůči rzi a má vysokou vodivost.

Zhotoven byl ještě jeden typ elektrody kombinující dva typy vodivého materiálu (vodivou tkaninu a vodivou gumu). Použití vodivé gumy jako podklad pod vodivou textilií by mohlo být velmi výhodné. Vodivá guma by mohla zadržet pot v okolí vysoce vodivé tkaniny, navíc vodivá tkanina se velmi dobře přizpůsobí tvaru těla. Hrudní pásy využívající vodivou textilií a vodivou gumu jsou zobrazeny na obrázku 4.10.



Obrázek 4.10 Hrudní pásy s elektrodami z vodivé tkaniny, zeleně označena kapsa na zařízení.

Patentky pro připojení elektrod byly připájeny k silnější vrstvě vodivé tkaniny s využitím tavidla na nerez výrobce Elchemco. Vodivé spojení tkaniny a vodivé gumy zajišťuje vodivá nit.

Výroba elektrod z vodivé tkaniny a jejich integrace do nastavitelného hrudního pásu byla poměrně náročná z důvodu obtížného formátování mechanicky velmi odolné tkaniny na požadovaný rozměr. Šití vodivou nití

vyžadovalo použití jehly na dřínovinu, která má velmi ostrý hrot a je speciálně zakalená. I za těchto podmínek, bylo několik jehel zlomeno. Mimořádně pevnou vodivou nit bylo třeba zastříhovat s pomocí kombinačních kleští.

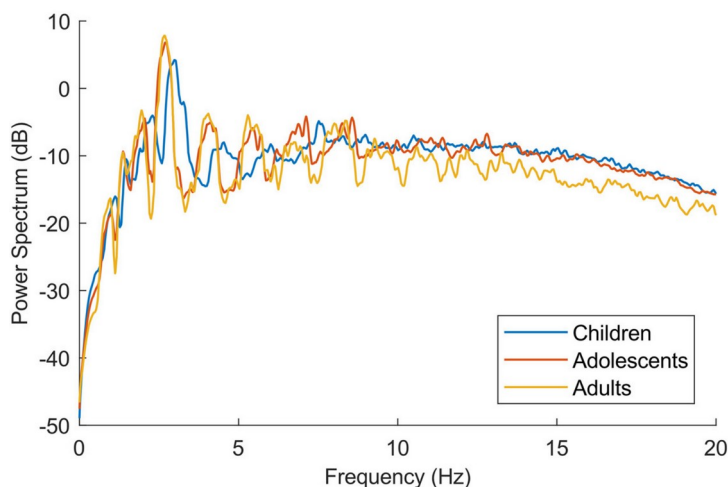
4.6 Jednotka akcelerometru

Měření otřesů při pohybu na páse bude zaznamenáváno akcelerometrem umístěným na druhém až pátém obratli bederní páteře na povrchu těla. Zvolené umístění akcelerometru představuje zhruba těžiště lidského těla. Měřená zrychlení (otřesy) při pohybu budou sloužit jako podpurná informace pro vyhodnocení experimentů se suchými elektrodami a navrženými sensorovými nody, viz podkapitola 5.2.1.

4.6.1 Výběr akcelerometru

Požadované parametry vybíraného akcelerometru vychází ze způsobu užití. Maximální zrychlení v oblasti druhého až pátého obratle bederní páteře v jednotlivých osách při běhu rychlostí $3,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je 3 g se směrodatnou odchylkou $0,34 \text{ g}$. Tato data vychází ze studie,[25] které se podrobilo devadesátšest běžců ve věku 18 až 60 let.

Výkonové frekvenční spektrum otřesů při běhu demonstruje obrázek 4.11.



Obrázek 4.11 Výkonové frekvenční spektrum při běhu různých věkových skupin.[26]

Z obrázku 4.11 lze vyčíst, že nejvyšší výkon je koncentrován ve frekvenčním pásmu 2 až 4 Hz.

Na základě stanovených parametrů diskutovaných výše byl vybrán tříosý akcelerometr ADXL325 výrobce Analog Devices, jehož parametry jsou zaneseny v tabulce 4.4.

Tabulka 4.4 Vybrané parametry akcelerometru ADXL325. [27]

Parametr	Hodnota
Rozsah zrychlení	± 5 g
Frekvenční rozsah	(0,5 – 1600) Hz, v ose Z (0,5 – 550) Hz
Napájecí napětí	(1,8 – 3,6) V
Výstup	Analogový (tři osy)
Pouzdro	LFCSP_LQ_16 (4 x 4) mm

Vybraný akcelerometr ADXL325 byl připájen k vývojové desce, na které byl původně akcelerometr ADXL335 s menším nevyhovujícím rozsahem ± 3 g.[27] Frekvence analogových výstupů akcelerometru byla omezena analogovou dolní propustí prvního řádu na 22 Hz. Kapacitu kondenzátoru odpovídající dolní propusti s mezním kmitočtem 22 Hz lze vypočítat podle vztahu 4.1 upraveného z dokumentace akcelerometru, viz [27].

$$C = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_{ADXL325} \cdot f_{(-3dB)}}$$

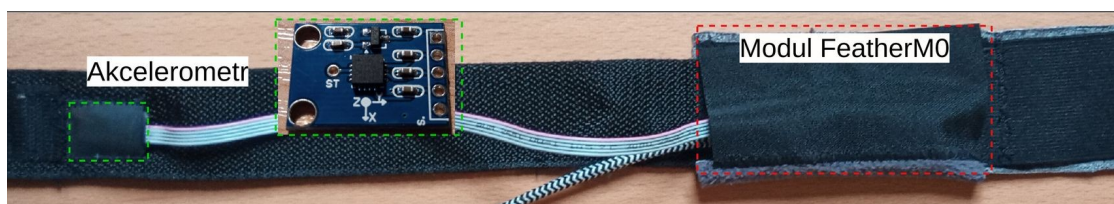
$$C = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 32000 \cdot 22}$$

$$C = 220 \text{ nF}$$
(4.1)

Hodnota rezistoru integrovaného v akcelerometru $R_{ADXL325}$ je 32 k Ω . [27] Po dosazení do rovnice 4.1 vychází pro horní mezní kmitočet 22 Hz kapacita kondenzátoru přibližně 220 nF.

Analogový výstup bude zpracováván dvanáctibitovým A/D převodníkem mikrokontroléru ATSAM21G na vývojové desce featherM0. Použití již hotového modulu mikrokontroléru značně zkrátilo dobu realizace. Mikrokontrolér ATSAM21G se od mikrokontroléru ATSAM21E použitého v sensorových nodech EKG liší pouze v počtu pinů a ceně, viz tabulka 4.1.

Zhotovený pás s integrovaným akcelerometrem a sběrovou jednotkou ve formě vývojového modulu FeatherM0 lze vidět na obrázku 4.12.



Obrázek 4.12 Bederní pás s integrovaným akcelerometrem.

Zhotovené moduly lze z pásu sejmout, například při praní. Moduly byly ošetřeny ochranným lakem výrobce Elchemco, který brání vniknutí nečistot a vlhkosti. Vnější plášť modulů je tvořen smršťovací bužírkou. Pro fixaci pružného bederního pásu na tělo byl použit suchý zip.

5 Experimentální část

Kapitola dokumentuje sérii experimentů, v nichž byla porovnána navržená zařízení v kombinaci s různými suchými elektrodami. Cílem experimentů je nalézt kombinaci zařízení a typu elektrod, která bude nejlépe splňovat tato kritéria:

- maximální odolnost signálu EKG vůči pohybovým artefaktům
- minimální deformace signálu EKG pro jeho další zpracování

5.1 Příprava navržených zařízení na měření

Celkem budou porovnána čtyři zhotovená zařízení v kombinaci se třemi typy suchých elektrod (viz tabulka 5.1), fixovaných na zhotovených popruzích. Jednotlivá řešení a jejich konfigurace jsou zanesena v tabulce 5.1.

Tabulka 5.1: Seznam testovaných zařízení a jejich konfigurace

ID	Čip/Schéma zapojení	RLD	LOD	Frekvenční rozsah (Hz)	Frekvence ADC (Hz)
1	ADS1293 / obr. 4.3	ANO	DC	0 – fs/2	1280
2	AD8232 / obr. 4.6 (nahore)	ANO	DC	0,2 – fs/2	1000
3	AD8232 / obr. 4.6 (nahore)	ANO	DC	5 – 33	1000
4	AD8232 / obr. 4.6 (dole)	NE	AC	5 – 33	1000

Frekvenční rozsahy uvedené v tabulce 5.1 byly stanoveny na základě fyziologických parametrů diskutovaných v úvodu práce. Frekvenční rozsah zařízení č.1 (ADS1293) lze omezit pouze nastavením vzorkovací frekvence. Vybraný rozsah zařízení č.1 pokrývá s rezervou celé spektrum EKG. U zařízení č.2 až č.4 využívajících AD8232, budou porovnány dva frekvenční rozsahy, 0,2 až 500 Hz a 5 až 33 Hz, pro které byly dle vzorců uvedených v kapitole vypočteny hodnoty pasivních komponent. Tabulka vypočtených hodnot pasivních komponent je zahrnuta ve schématu zapojení, viz adresář přílohy „HW“. Vybraný frekvenční rozsah 0,2 až 500 Hz pokrývá věrně celé spektrum EKG, viz obrázek 5.3.

Druhý frekvenční rozsah 5 až 33 Hz záměrně nepokrývá celé spektrum EKG. Dolní mezní frekvence 5 Hz potlačí v EKG signálu vlny P a T. Zejména potlačení vlny T by mohlo být výhodné pro maximalizaci úspěšnosti detekce R vln. Pohybové artefakty mohou navodit situace, kdy vlna T nabyde podobné amplitudy jako R vlna. V této situaci může detekční algoritmus falešně vyhodnotit vlnu T jako vlnu R, což způsobí chybu ve výpočtu tepové frekvence. Horní mezní frekvence 33 Hz by měla lépe potlačit síťové rušení a částečně

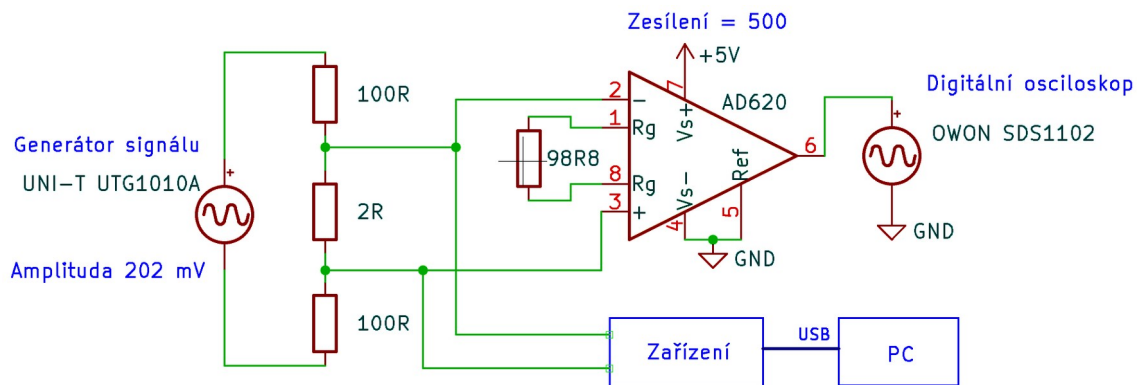
i myopotenciály prsního svalstva na úkor nepatrného snížení amplitudy QRS komplexu.

Vzhledem k velkému počtu vzájemných kombinací (čtyři zařízení a tři typy elektrod), bude experiment probíhat ve dvou fázích. V první fázi budou jednotlivá zařízení porovnána s využitím simulátoru EKG, viz podkapitola 5.1.2. Dvě zařízení poskytující nejvíce deformovaný signál nebudou dále testována.

Ve druhé fázi, viz podkapitola 5.2, budou porovnána dvě zbývající řešení, s různými typy suchých elektrod, jejichž výroba je popsána v podkapitole 4.5. Zmíněný experiment bude proveden s několika informovanými probandy vykonávajícími sadu cviků.

5.1.1 Ověření frekvenčních rozsahů

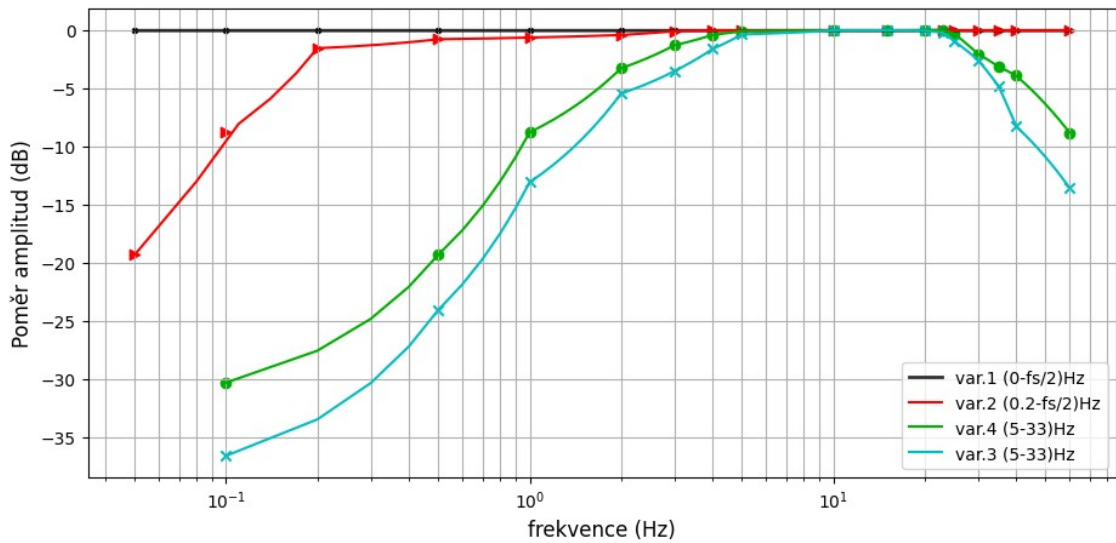
Zhotovená zařízení zanesená v tabulce 5.1 byla před experimentem podrobena měření frekvenční charakteristiky. Pro měření byl využit osciloskop OWON SDS1102, generátor signálu UNI-T UTG1010A a přístrojový zesilovač AD620, který sloužil jako reference. Schéma zapojení pro měření frekvenční charakteristiky je znázorněno na obrázku 5.1.



Obrázek 5.1 Schéma zapojení pro měření frekvenční charakteristiky.

Amplituda na generátoru signálu byla nastavena na 202 mV, aby byla na rezistoru s odporem 2 Ω amplituda 2 mV, což simuluje přibližně amplitudu EKG signálu. Napětí z rezistoru je dále přivedeno na vstup přístrojového zesilovače AD620 s nastaveným zesílením pětset, jemuž odpovídá odpor 98,8 Ω, viz technická dokumentace.[24] Přístrojový zesilovač byl použit, protože digitální osciloskop SDS1102 neumožňuje přesně měřit takto nízké napětí.

Naměřené frekvenční charakteristiky jednotlivých zařízení jsou znázorněny na obrázku 5.2.

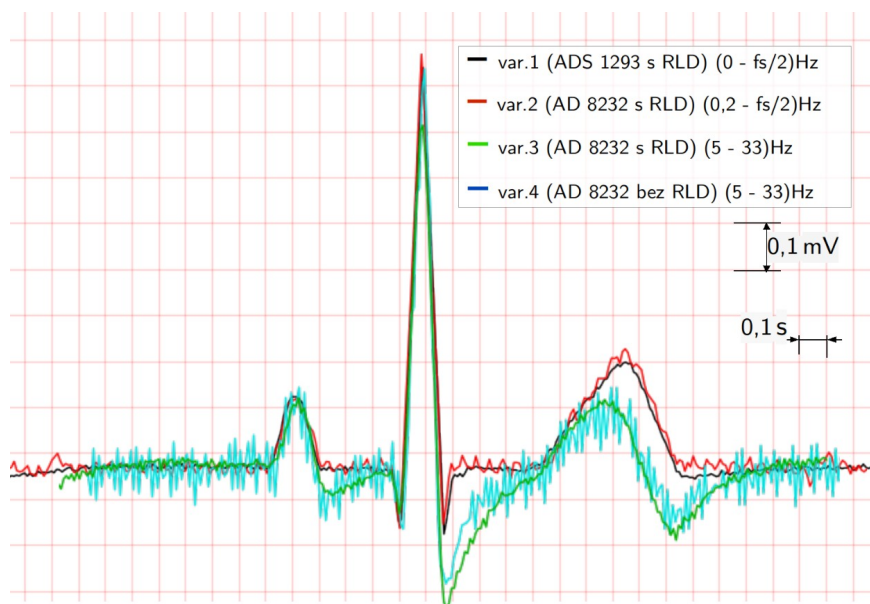


Obrázek 5.2 Frekvenční charakteristika jednotlivých zařízení uvedených v tabulce 5.1

Varianta č.1 (ADS1293) byla použita jako reference, protože neobsahuje žádné frekvenční filtry. Frekvenční charakteristiky zbylých zařízení odpovídají předpokladům. Rozdíl ve strmosti frekvenční charakteristiky je dán rozdílným zapojením analogových filtrů. V případě varianty č.2 a č.3 jsou použity pásmové propusti druhého řádu, jež poskytují vyšší strmost než pásmová propust prvního řádu, která je implementována ve variantě č.4.

5.1.2 Ověření zařízení na simulátoru EKG

Jednotlivá zařízení byla ověřena na simulátoru EKG výrobce Ferronato, model FC3D. Zmíněný simulátor byl nastaven na tepovou frekvenci 60 tepů za minutu, amplituda signálu byla 1 mV. Průběhy signálů EKG naměřené jednotlivými zařízeními lze vidět na obrázku 5.2.



Obrázek 5.3 Srovnání výstupních signálů z jednotlivých zařízení.

Nejvěrnější signál poskytuje varianta č.1, viz obrázek 5.3. Varianta č.2 poskytuje také věrný signál velmi podobný jako varianta č.1, avšak je zde patrné síťové rušení, což je způsobeno nižším *CMRR* u AFE AD8232. Varianty č.3 a č.4 poskytují podobný výstup, avšak varianta č.4 obsahuje podstatně více síťového rušení, což je způsobeno absencí RLD. Varianta č.3 obsahuje ze všech zařízení využívajících AFE AD8232 nejméně síťového rušení, protože je horní mezní kmitočet omezen na 33 Hz, navíc oproti variantě č.4 má elektrodu RLD.

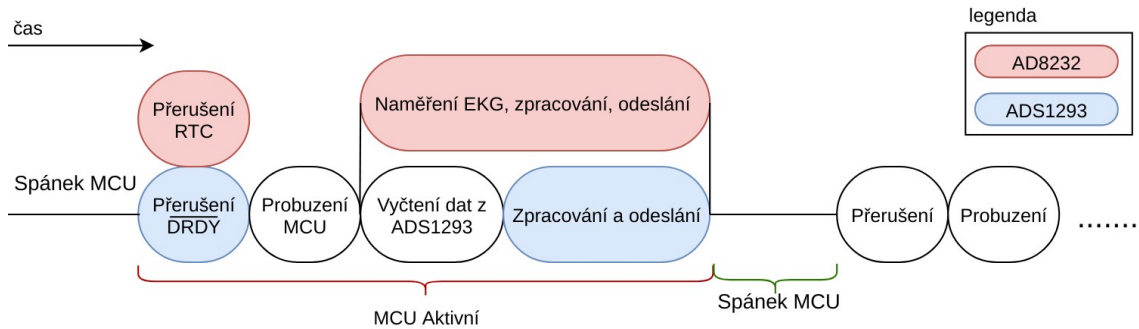
Pro další experimenty budou použity pouze varianty zařízení č.1 a č.2, protože poskytují věrný signál, což nelze prohlásit o variantách č.3 a č.4.

5.1.3 Měření příkonu

Předpokládá se, že sensorový nod pro snímání EKG bude napájen externě z nadřazeného systému, viz obrázek 4.1. Příkon navržených zařízení bude ověřen při několika konkrétních módech operace, lišících se vzorkovací frekvencí a výstupem sensorového nodu. Pro minimalizaci příkonu bude veškerá činnost navržených zařízení využívajících MCU ATSAM21E18 probíhat v přerušení. Po zbytek času bude MCU uspán za účelem minimalizace odebírané energie, viz vývojový diagram na obrázku 5.4.

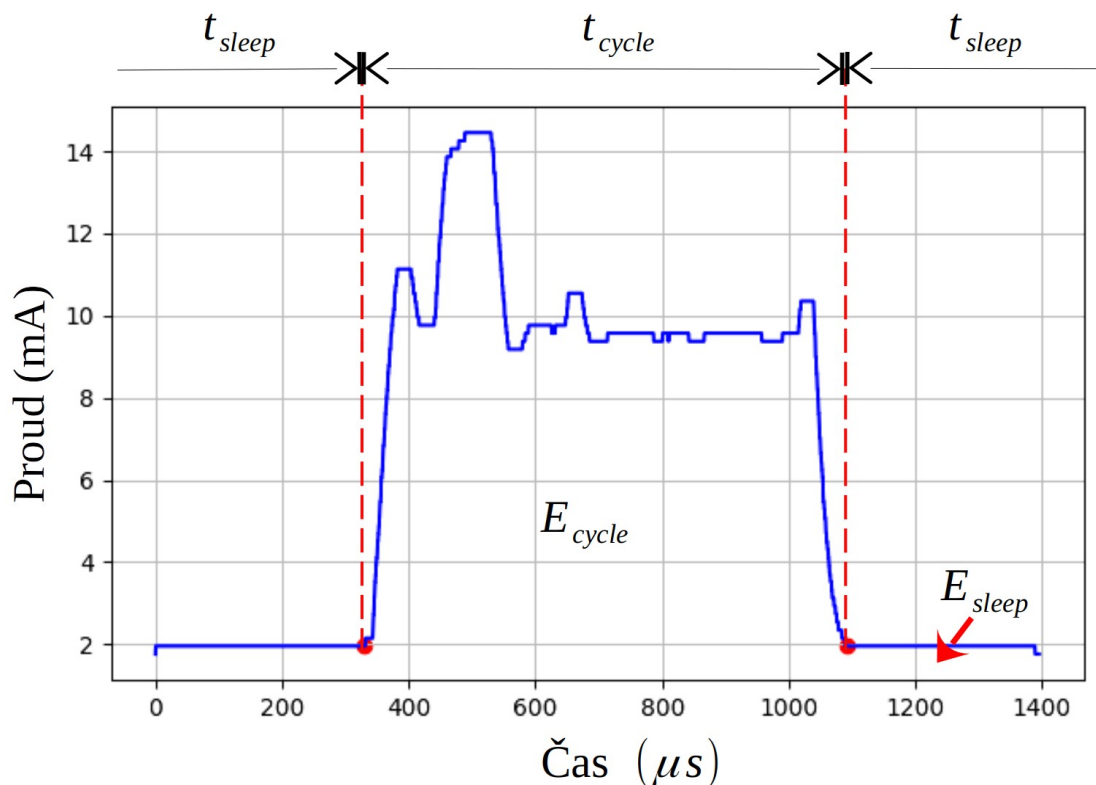
U sensorového nodu s AFE ADS1293 bude přerušení vyvoláváno změnou logické hodnoty na pinu DRDY, zatímco u druhého zařízení s AFE AD8232

bude přerušení vyvoláno interním časovačem MCU dle zvolené vzorkovací frekvence.



Obrázek 5.4 Vývojový diagram navržených zařízení

Proudový odběr zařízení v rámci jednoho pracovního cyklu je znázorněn na obrázku 5.5. Odebíraný proud byl vypočten z napěťového úbytku na externím rezistoru s odporem $100\ \Omega$. Rezistor byl umístěn před vstup lineárního stabilizátoru AP2127 s výstupním napětím $3,3\ \text{V}$, viz schéma zapojení na obrázku 4.3. Napěťový úbytek rezistoru byl snímán pomocí osciloskopu OWON SDS1102. Signály z osciloskopu byly uloženy ve formě hrubých dat pro následnou rekonstrukci a výpočet odebrané energie v PC. Postup výpočtů je diskutován dále.



Obrázek 5.5 Proudový odběr senzorného nodu s ADS1293 v režimu streamování jednoho kanálu EKG s vzorkovací frekvencí $1067\ \text{Hz}$ s detekcí QRS komplexu a odpadlých elektrod.

Energii pro vykonání jednoho pracovního cyklu zařízení, viz obrázek 5.5, lze obecně zapsat jako součet energií v režimu spánku a v režimu zpracování dat, viz vztah 5.1.

$$E_c = E_{cycle} + E_{sleep} \quad (5.1)$$

Energie odebraná ve spánku MCU označená jako E_{sleep} je tvořena příkonem AFE a příkonem MCU v režimu spánku, viz vztah 5.2. Příkony zahrnuté do následujících rovnic lze vypočítat jako $P = U_{USTAB} \cdot I$, kde výstupní napětí lineárního stabilizátoru $U_{USTAB} = 3,3\text{V}$.

$$P_{sleep} = (P_{MCUsleep} + P_{AFE}) \quad (5.2)$$

Pokud příkon P_{sleep} budeme uvažovat jako konstantu, lze energii v režimu spánku vypočítat pomocí vztahu 5.3:

$$E_{sleep} = (P_{MCUsleep} + P_{AFE}) \cdot t_{sleep} \quad (5.3)$$

Čas v režimu spánku t_{sleep} je přímo úměrně závislý na zvolené vzorkovací frekvenci a čase potřebném pro probuzení MCU, naměření, zpracování a odeslání dat skrze sběrnici UART. Právě odesílání dat, je ze zmíněných kroků časově nejnáročnější.

Energii odebranou v rámci aktivního MCU lze vypočítat jako integrál plochy pod křivkou proudového odběru, viz obrázek 5.5. Numerickou integraci lze zapsat jako sumu odebraných energií v rámci průběhu jednoho pracovního cyklu, viz vztah 5.4.

$$E_{cycle} = \sum_{t=0}^{t_{cycle}} P_{active}(t) \cdot T_{sample} \quad (5.4)$$

Kde P_{active} je příkon zařízení v diskretním okamžiku trvajícím periodu vzorkovací frekvence T_{sample} osciloskopu. Čas, po který je MCU aktivní, t_{cycle} závisí především na délce odesílané zprávy n_{sym} [B] a komunikační rychlosti UART, kde t_{sym} je čas potřebný pro odeslání jednoho symbolu. Čas t_{cycle} lze vyjádřit vztahem 5.5, ve kterém t_{wakeup} a $t_{compute}$ představují probuzení a zpracování dat.

$$\begin{aligned} t_{cycle} &= t_{wakeup} + t_{compute} + t_{sym} \\ t_{cycle} &= t_{wakeup} + t_{compute} + \left(\frac{n_{sym}}{t_{sym}} \right) \end{aligned} \quad (5.5)$$

Čas t_{sym} závislý na komunikační rychlosti UART lze stanovit pomocí vztahu 5.6.

$$t_{sym} = \frac{(n_{bit} \cdot n_{sym})}{BAUD} \quad (5.6)$$

Jeden symbol se může skládat z několika bitů n_{bit} v závislosti na počtu stop bitů, případně použití cyklického redundantního součtu (CRC – „cyclic redundancy check“). Pro účely této práce bude ve výpočtech uvažováno

$n_{bit}=10b$, což odpovídá délce symbolu 8 bitů (1 B) a použití jednoho start bitu i stop bitu.

Průměrný příkon zařízení P_{device} lze stanovit dle vztahu 5.7.

$$P_{device} = \frac{E_c}{(t_{cycle} + t_{sleep})} \quad (5.7)$$

Příkony zařízení byly vypočteny dle výše zmíněného postupu na základě experimentálně změřených proudových odběrů. Hodnoty příkonů byly vypočteny pro následující konfigurace zařízení:

- odesílání dat skrze sběrnici UART $BAUD=115200$ b/s
- $n_{bit}=10b$
- délka odesílaných zpráv $n_{sym}=2B$ a $n_{sym}=5B$, kde kratší zpráva může obsahovat například informace o tepu a odpadlých elektrodách a delší zpráva může obsahovat navíc i hrubý stream EKG,
- vzorkovací frekvence (1280, 1067, 800, 400, 200) Hz
- detekce QRS komplexu
- frekvence MCU 48 MHz

Vypočtené hodnoty průměrných příkonů pro jednotlivé konfigurace jsou zaneseny v tabulce 5.2.

Tabulka 5.2 Vypočtené příkony a proudové odběry zařízení pro různé délky odesílaných zpráv a vzorkovací frekvence.

Vzorkovací frekvence (Hz)	Příkon (mW) @ $n_{sym}=2$		Příkon (mW) @ $n_{sym}=5$	
	ADS1293	AD8232	ADS1293	AD8232
1280	9,65	8,1	19,18	18,69
1067	8,57	7,8	16,52	16,64
800	7,22	7,44	13,18	14,06
400	5,19	6,89	8,17	10,2
200	4,18	6,61	5,67	8,27

Vzorkovací frekvence (Hz)	Proud (mA) @ $n_{sym}=2$		Proud (mA) @ $n_{sym}=5$	
	ADS1293	AD8232	ADS1293	AD8232
1280	2,92	2,45	5,81	5,66
1067	2,60	2,36	5,01	5,04
800	2,19	2,25	3,99	4,26
400	1,57	2,09	2,48	3,09
200	1,27	2,00	1,72	2,51

Zaznamenané průběhy proudových odběrů pro uvedené konfigurace včetně skriptu pro jejich vizualizaci a výpočet energie pod křivkou dle vztahu 5.4 jsou zahrnuty v adresáři „prikon“ v příloze práce.

Energetickou náročnost navržených zařízení lze minimalizovat zvýšením komunikační rychlosti, snížením vzorkovací frekvence nebo zkrácením odesílaného datového paketu.

5.2 Průběh experimentu s probandy

Cílem experimentu je ověřit vlastnosti několika navržených zařízení pro tříelektrodové snímání EKG s různými typy suchých elektrod.

Experiment bude prováděn na několika dobrovolnících obou pohlaví níže popsaným způsobem.

Vybraný proband bude po příchodu na pracoviště požádán o vyplnění dotazníku, ve kterém budou zjištěny následující údaje: jméno, výška, váha, věk, obvod trupu v místě fixace elektrod, subjektivní stupeň trénovanosti a popis zdravotního stavu, zaměřeného zejména na nemoci dýchacího ústrojí či kardiovaskulární choroby. Probandovi bude poté vysvětlen průběh a délka měření. Proband bude poučen, že měření může kdykoliv ukončit.

Po podepsání informovaného souhlasu bude probandovi nasazen jeden z několika hrudních pásů pro měření EKG s jedním ze dvou zařízení, varianta č.1 nebo č.2, viz tabulka 5.1. Dále bude probandovi nasazen bederní pás s akcelerometrem pro měření otřesů při zátěžovém testu. Naměřené otřesy z akcelerometru umístěného na druhém až pátém obratli bederní páteře na povrchu těla budou sloužit jako podpůrná informace pro vyhodnocení experimentu.

Pro ověření robustnosti navržených řešení byl sestaven protokol obsahující sadu poloh a cviků simulujících různorodou fyzickou aktivitu. Časová posloupnost úkonů v rámci navrženého protokolu je zanesena v tabulce 5.2.

Sadu cviků trvajících dvě minuty a třicet sekund bude vybraný proband opakovat celkem šestkrát (dvě zařízení a tři elektrody, viz tabulka 4.3). Celkový čas experimentu včetně příprav nepřesáhne 45 minut.

Tabulka 5.3 Harmonogram navrženého experimentu

Čas měření od – do ve formátu (min:ss)	Prováděný úkon
0:00 – 0:15	Leh
0:15 – 0:30	Sed bez možnosti opory zad.
0:30 – 0:45	Stoj
0:45 – 1:00	Obouručný úchop závaží o hmotnosti 3 kg nebo 5 kg ležícího na zemi před probandem. Zdvihnutí závaží do úrovně očí a statická výdrž (natažené horní končetiny).
1:00 – 1:30	Chůze na pásu (rychlost 1,11 m.s ⁻¹)
1:30 – 2:00	Běh na pásu (rychlost 2,22 m.s ⁻¹)
2:00 – 2:30	Běh na pásu (rychlost 3,33 m.s ⁻¹)

Běžecský pás byl použit, protože na rozdíl od ergometru simuluje přirozenou zátěž. Zatížení se stupňuje změnou rychlosti a sklonu pásu. Fyziologické zatížení zpravidla umožňuje dosáhnout vyšší úrovně spotřeby kyslíku i srdeční frekvence než na ergometru.[5] Při pohybu na páse navíc vznikají otřesy, které přímo úměrně rostou se zvyšující se rychlostí pohybu a únavou jedince, viz studie [25].

Právě otřesy snímacích elektrod generují vlivem změny kontaktní plochy snímacích elektrod rušení v signálu EKG. Předpokládá se, že právě při vyšších rychlostech běhu bude viditelný rozdíl ve výstupních signálech testovaných řešení.

5.2.1 Záznam experimentu

V rámci experimentu, jehož průběh byl popsán v podkapitole 5.2, budou po informovaném souhlasu probanda anonymizovaně shromážděna tato data:

1. Věk, pohlaví, hmotnost, výška, obvod trupu v místě upnutí elektrod.
2. Záznam EKG pomocí jednoho ze zařízení uvedených v tabulce 5.1 a jednoho typu snímacích elektrod, viz tabulka 4.3.
3. Informace o stavu připojení elektrod LOD binárního charakteru.
4. Maximální zrychlení v jednotlivých osách měřená akcelerometrem umístěným na druhém až pátém obratli bederní páteře na povrchu těla.
5. Suma zrychlení v rámci jednotlivých os a směrů za poslední sekundu (celkem 6 parametrů, 3 osy, kde každá osa má dva směry).

Průběh experimentu je znázorněn na obrázku 5.6.



Obrázek 5.6 Průběh experimentu s probandy.

Vizualizace EKG v „reálném“ čase a ukládání dat bylo realizováno pomocí aplikace napsané v programovacím jazyce C. Zmíněná aplikace využívá pro zobrazení knihovnu GTK („Gimp Toolkit“).

Uživatelské rozhraní aplikace pro sběr dat lze vidět na obrázku 5.7. Aplikace dále zobrazuje informaci o stavu připojení elektrod a tepovou frekvenci vyhodnocovanou pomocí Pan and Tompkins algoritmu.



Obrázek 5.7 Aplikace pro vizualizaci a ukládání dat.

Aplikace byla uzpůsobena pro sběr dat s rozdílnou strukturou datového paketu. To je dáno rozdílným rozlišením A/D převodníku jednotlivých zařízení. V případě ADS1293 (var. č.1) bylo odesíláno 5 B v rámci paketu. Zařízení s AD8232 (var. č.2) odesílalo paket dlouhý 3 B. Struktura odesílaných paketů použitých zařízení je uvedena v tabulce 5.4. Na konec každého paketu nesoucího informaci byla přidána hodnota 0x01, znak 0x00 sloužil jako oddělovač paketů.

Tabulka 5.4 Struktura odesílaných paketů, bity označené LOP a LOM nesou informaci o stavu připojení elektrod.

bajt	ADS1293 (var. č.1)	AD8232 (var. č.2)
1	MSB ECG ECG ECG ECG ECG ECG 0x01	MSB ECG ECG ECG ECG ECG ECG 0x01
2	ECG ECG ECG ECG ECG ECG ECG 0x01	ECG ECG ECG ECG LSB LOP LOM 0x01
3	ECG ECG ECG ECG ECG ECG ECG 0x01	0x00
4	0x00 0x00 LOP LOM ECG ECG LSB 0x01	
5	0x00	

Aplikace současně přijímala i data z jednotky akcelerometru, jejichž struktura je uvedena v tabulce 5.5. Vzorkovací frekvence jednotky akcelerometru byla 100 Hz. Z naměřených hodnot zrychlení v jednotlivých osách byly na straně MCU jednotky akcelerometru vypočítány tyto parametry:

- maximální hodnota zrychlení za poslední sekundu
- suma zrychlení v rámci jednotlivých směrů za poslední sekundu vypočítaná ze signálu filtrovaného dolní propustí (Butterworth) čtvrtého řádu s mezní frekvencí 1 Hz

Tabulka 5.5 Struktura paketu odesílaného z jednotky akcelerometru.

bajt			bajt		
1	Suma osa +X	0x01	6	Suma osa -Z	0x01
2	Suma osa -X	0x01	7	Max osa X	0x01
3	Suma osa +Y	0x01	8	Max osa Y	0x01
4	Suma osa -Y	0x01	9	Max osa Z	0x01
5	Suma osa +Z	0x01	10	0x00	

Naměřená data byla ukládána do souborů ve formátu csv pro následné vyhodnocení experimentu. Způsob pojmenování jednotlivých záznamů je následující, například záznam nazvaný “7h1.csv“ lze dekodovat následovně:

- **7** ID probanda, viz tabulka 5.3
- **h** typ elektrody kombinující vodivou gumu a vodivou tkaninu, (**v** – nerezová elektroda), (**l** – vodivá tkanina), viz tabulka 4.3
- **1** ID zařízení, viz tabulka 5.1

Veškerý SW a FW řídicích mikrokontrolérů, který byl pro záznam dat vytvořen, je součástí přílohy práce.

5.2.2 Vyhodnocení experimentu

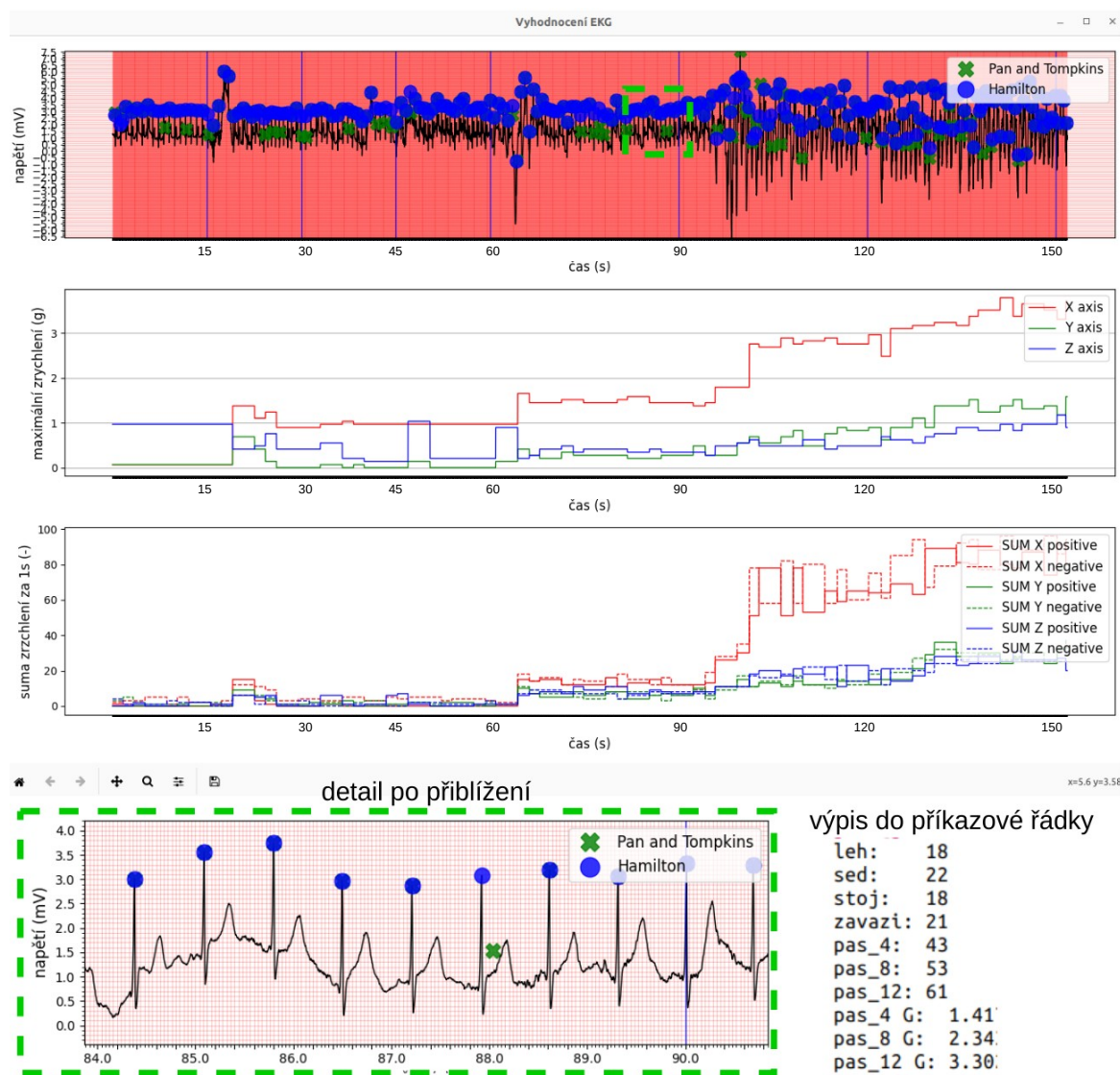
Experimentu se zúčastnilo celkem čtrnáct probandů ve věku od 21 do 49 let, viz tabulka 5.3.

Tabulka 5.5 Parametry probandů (ochlupení* pod elektrodami)

ID	Pohlaví	Věk	Výška (cm)	Obvod (cm)	Hmotnost (kg)	Trénovanost	Ochlupení*
1	M	49	181	104	87	Rekreačně	ANO
2	M	32	193	123	94	Aktivní sportovec	NE
3	M	36	182	110	96	Aktivní sportovec	NE
4	Ž	32	170	73	65	Aktivní sportovec	NE
5	M	38	170	78	55	Aktivní sportovec	NE
6	M	34	176	92	72	Rekreačně	ANO
7	M	24	195	87	73	Aktivní sportovec	NE
8	Ž	27	160	69	53	Rekreačně	NE
9	M	28	195	90	75	Rekreačně	NE
10	M	22	175	80	60	Rekreačně	NE
11	M	22	185	88	75	Rekreačně	ANO
12	M	21	183	86	65	Aktivní sportovec	NE
13	Ž	22	170	121	59	Aktivní sportovec	NE
14	M	29	180	71	84	Aktivní sportovec	ANO

Pro účely vyhodnocení experimentu byla vytvořena aplikace pro vizualizaci uložených záznamů. Zmíněná aplikace včetně osmdesáti čtyř naměřených záznamů je součástí přílohy v adresáři nazvaném „ekg_visu“. Součástí adresáře je také návod na zprovoznění. Aplikace je napsána v programovacím jazyce Python ve verzi 3.10.6.

Pro spuštění aplikace je nutné zadat název měření, jež má být zobrazeno. Pokud tento záznam existuje, jsou vykresleny tři grafy, viz obrázek 5.7. Grafy zobrazující záznam EKG, maximální zrychlení v jednotlivých osách za poslední sekundu a agregovaná zrychlení lze libovolně přibližovat a posouvat. Časová osa je pro všechny grafy společná. Svislé modré linie oddělují jednotlivé polohy a cviky, jejichž pořadí je uvedeno v tabulce 5.3.



Obrázek 5.7 Aplikace pro vizualizaci naměřených dat zobrazující průběh jednoho měření (cviky odděleny modrou svislou linií). V zeleném rámečku detail po přiblížení.

Vpravo dole výpis aplikace do příkazového řádku.

Kvalita záznamů testovaných zařízení byla posouzena na základě senzitivity SE a pozitivní prediktivity P^+ Hamiltonova algoritmu pro detekci QRS komplexů. Předpokádá se, že signál s méně artefakty bude dosahovat vyšší SE a P^+ . Pro účely vyhodnocení byl využit Hamiltonův algoritmus pro detekci QRS komplexů implementovaný v opensource knihovně `py-ecg-detectors`. Zmíněná knihovna obsahuje několik algoritmů pro detekci QRS komplexů.[28]

Senzitivita SE [%] indikující úspěšnost detekce QRS komplexu algoritmem byla vypočtena dle vztahu 5.8.

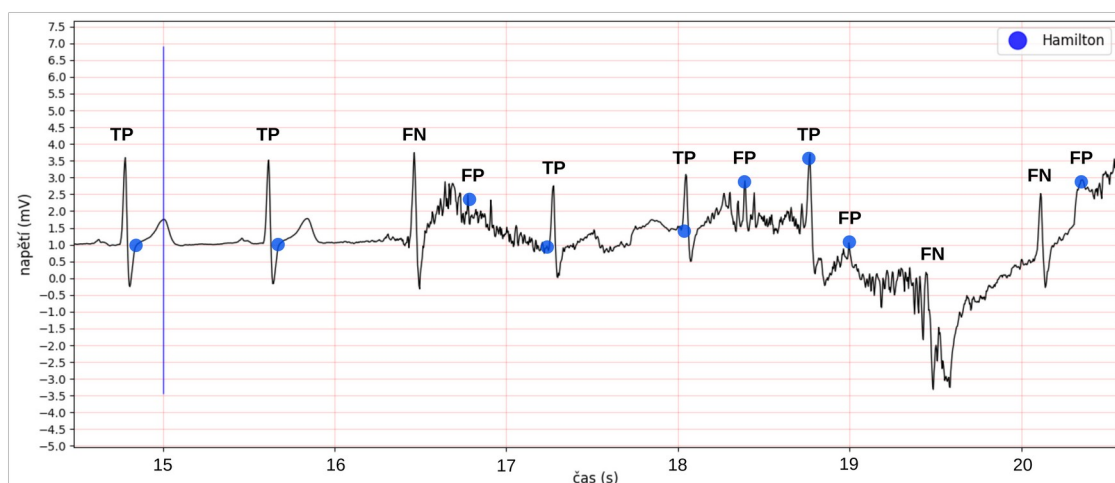
$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 \quad (5.8)$$

Hodnota TP („true positive“) představuje všechny správně detekované QRS komplexy v záznamu EKG. Hodnota FN („false negative“) představuje nedetekované QRS komplexy, které však lze vizuálně identifikovat.

Pozitivní prediktivita P^+ [%] byla vypočtena dle vztahu 5.9.

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 \quad (5.9)$$

Hodnota FP („false positive“) představuje všechny nesprávně detekované QRS komplexy v záznamu EKG. Názornou ukázkou vyhodnocení záznamu lze vidět na obrázku 5.8.



Obrázek 5.8 Příklad vyhodnocení záznamu EKG (algoritmem detekované QRS komplexy byly náhodně generovány pro názornost příkladu).

Na obrázku 5.8 lze vizuálně rozpoznat celkem osm QRS komplexů, z nichž pět algoritmus detekoval správně $TP=5$ a tři špatně $FP=4$. Tři viditelné QRS komplexy detekovány nebyly $FN=3$.

Senzitivita a pozitivní prediktivita QRS detektoru vypočtená dle uvedených vztahů 5.8 a 5.9 by pro příklad uvedený na obrázku 5.8 byla následující:

- $SE=72,7\%$
- $P^+=66,6\%$

Pro správné pochopení výsledků je nezbytné brát senzitivitu a pozitivní prediktivitu jako celek. Vysoká senzitivita nám totiž nic neříká o počtu falešně pozitivních detekcí. Například pokud by byl každý vzorek signálu označen jako QRS komplex, byla by senzitivita vždy 100 %. Pozitivní prediktivita vypovídá o úspěšnosti detekce všech detekovaných QRS komplexů.

Kromě statistických výsledků bude kvalita záznamů testovaných zařízení hodnocena i vizuálním porovnáním signálů pořízených při výkonu stejných cviků.

6 Výsledky

V rámci experimentu, kterého se zúčastnilo čtrnáct probandů, byla otestována zařízení var. č.1 (ADS1293) a č.2 (AD8232), viz tabulka 5.1, v kombinaci se třemi typy suchých elektrod (nerezový plech, vodivá tkanina, vodivá tkanina s vodivou gumou), viz tabulka 4.3. Experiment probíhal dle postupu popsaného v podkapitole 5.2.

Všech osmdesát čtyři záznamů bylo vizuálně vyhodnoceno způsobem popsaným v podkapitole 5.2.2. Záznamy byly hodnoceny z hlediska senzitivity a pozitivní prediktivity detekce QRS komplexu pomocí Hamiltonova algoritmu. Vyhodnocení všech záznamů je součástí adresáře „ekg_visu“ v příloze práce. Například vyhodnocení záznamu šestého probanda snímaného zařízením č.1, které využívalo elektrody z nerezového plechu, je uvedeno v tabulce 6.1.

Tabulka 6.1 Příklad vyhodnocení jednoho záznamu.

Prováděný úkon	nerezová elektroda (var. č.1)							
	ADS1293 (var. č.1)							
	Celkem ručně	Detekováno alg.				SE [%]	P+ [%]	
celkem		TP	FP	FN				
Leh	22	26	20	6	2	90.91	76.92	
Sed	24	24	23	1	1	95.83	95.83	
Stoj	23	24	23	1	0	100	95.83	
Závaží	25	26	24	2	1	96	92.31	
Pás (1,11 m.s ⁻¹)	59	56	56	0	3	94.92	100	1,58
Pás (2,22 m.s ⁻¹)	55	58	54	4	1	98.18	93.1	2,28
Pás (3,33 m.s ⁻¹)	71	74	68	6	3	95.77	91.89	3,15
Průměr						95.94	92.27	

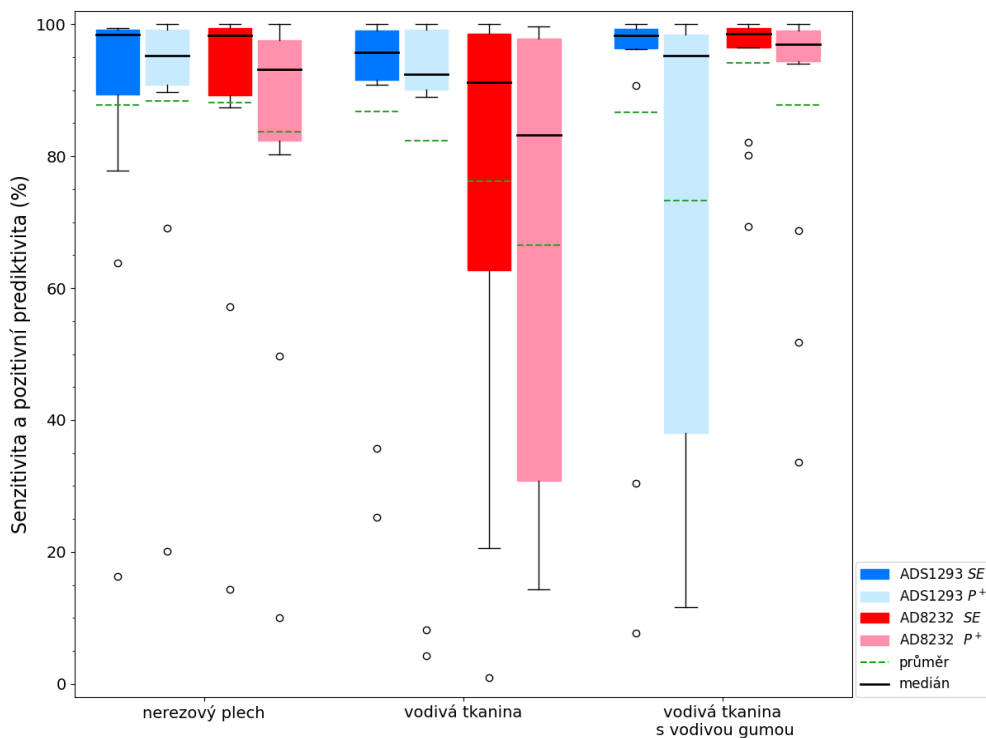
Průměrné hodnoty senzitivity a pozitivních prediktivit pro různé typy suchých elektrod a zařízení vypočtené ze všech cviků a poloh jsou uvedeny v tabulce 6.2. Dále je v tabulce uvedena p-hodnota Wilcoxonova párového testu, ověřujícího nulovou hypotézu, totiž že senzitivita a pozitivní prediktivita mezi testovanými zařízeními s různými typy suchých elektrod se neliší. Wilcoxonův párový test byl použit, protože senzitivity i poz. prediktivity nepodléhají normovanému normálnímu rozdělení, což bylo ověřeno pomocí Shapirova-Wilkova testu.

Tabulka 6.2 Senzitivita a pozitivní prediktivita pro různé typy suchých elektrod a zařízení, vypočtená ze všech cviků a poloh (zeleně označeny vyšší senzitivity a poz. prediktivity).

Typ elektrody (varianta)	ADS1293 (var. č.1)				AD8232 (var. č.2)				Wilcox. p - hodnota	
	SE [%]	σ	P ⁺ [%]	σ	SE [%]	σ	P ⁺ [%]	σ	SE	P ⁺
Nerezová elektroda (č.1)	87,72 (23,03)		88,38 (21,20)		88,07 (24,10)		83,67 (24,96)		0,76	0,39
Vodivá tkanina (č.2)	86,82 (24,14)		82,31 (32,47)		76,17 (31,53)		66,55 (34,83)		0,426	0,5
Vodivá tkanina, vodivá guma (č.3)	86,71 (29,09)		73,30 (38,48)		94,09 (9,60)		87,77 (20,96)		0,157	0,029
Průměr [%]	87,08 (25,42)		81,33 (30,72)		86,11 (29,09)		79,33 (26,92)			

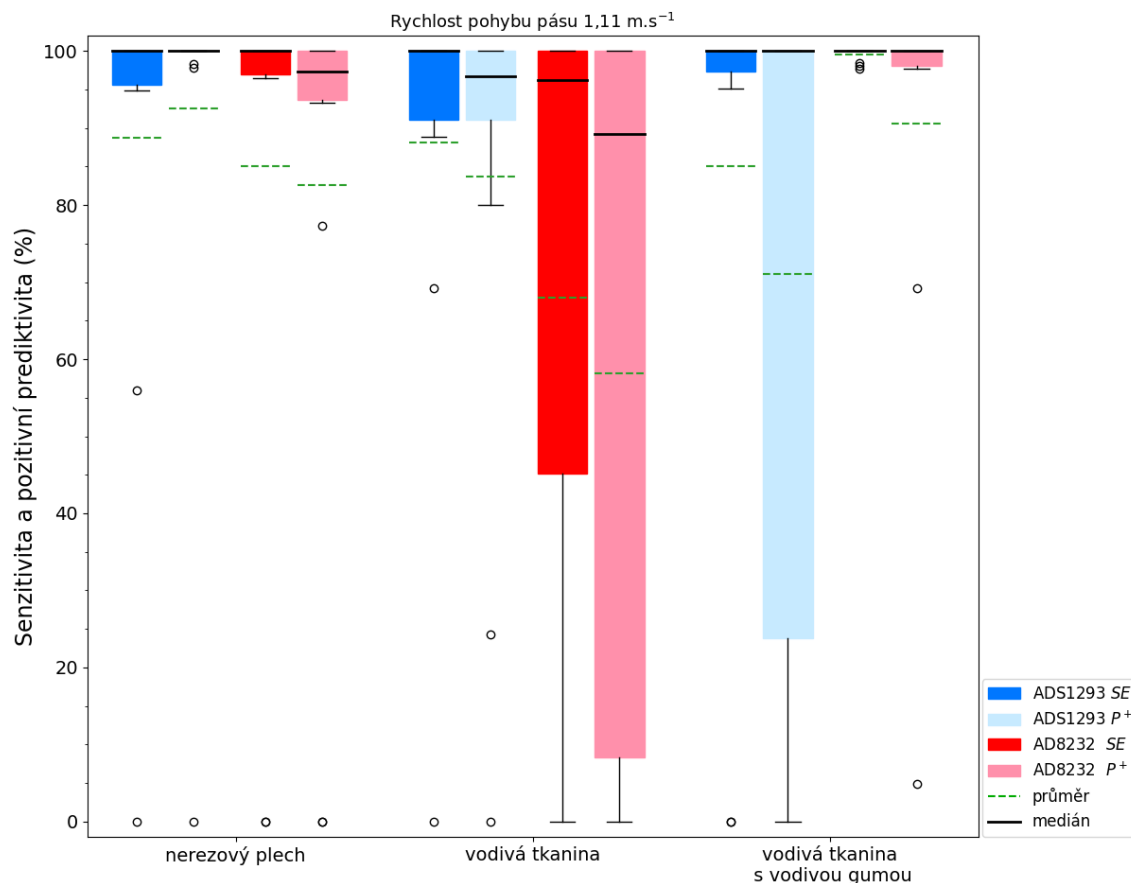
Z tabulky 6.2 vyplývá, že zařízení č.1 dosahuje průměrně vyšší senzitivity a pozitivní prediktivity v rámci všech cviků a poloh. Celkově nejlepšího výsledku dosáhlo zařízení č.2 v kombinaci s elektrodou z vodivé tkaniny a vodivé gumy, avšak podíváme-li se na senzitivitu a poz. prediktivitu zařízení č.2, vidíme, že oproti zařízení č.1 poskytuje v rámci všech typů elektrod méně konzistentní výsledky. Grafickou vizualizaci výsledků uvedených v tabulce 6.2 lze vidět na obrázku 6.1.

Z výsledků p-hodnot Wilxonova párového testu lze vyčíst, že senzitivita a pozitivní prediktivita se mezi testovanými zařízeními s různými typy suchých elektrod na konfidenčním intervalu 95 % statisticky až na jeden případ neliší. Rozdíly ve statistických výsledcích však můžeme pozorovat při postupném snižování konfidenční hladiny.

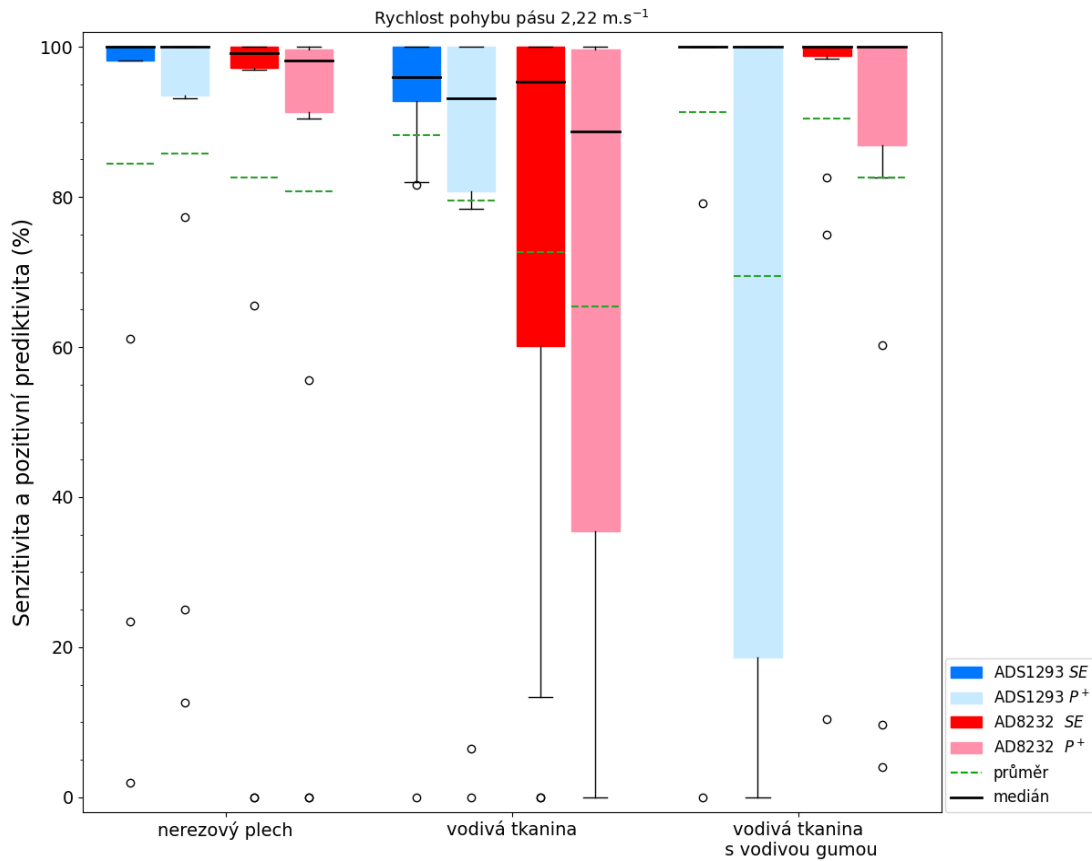


Obrázek 6.1 Průměrná senzitivita a pozitivní prediktivita detekce QRS komplexu zařízeními se všemi typy suchých elektrod v rámci všech cviků.

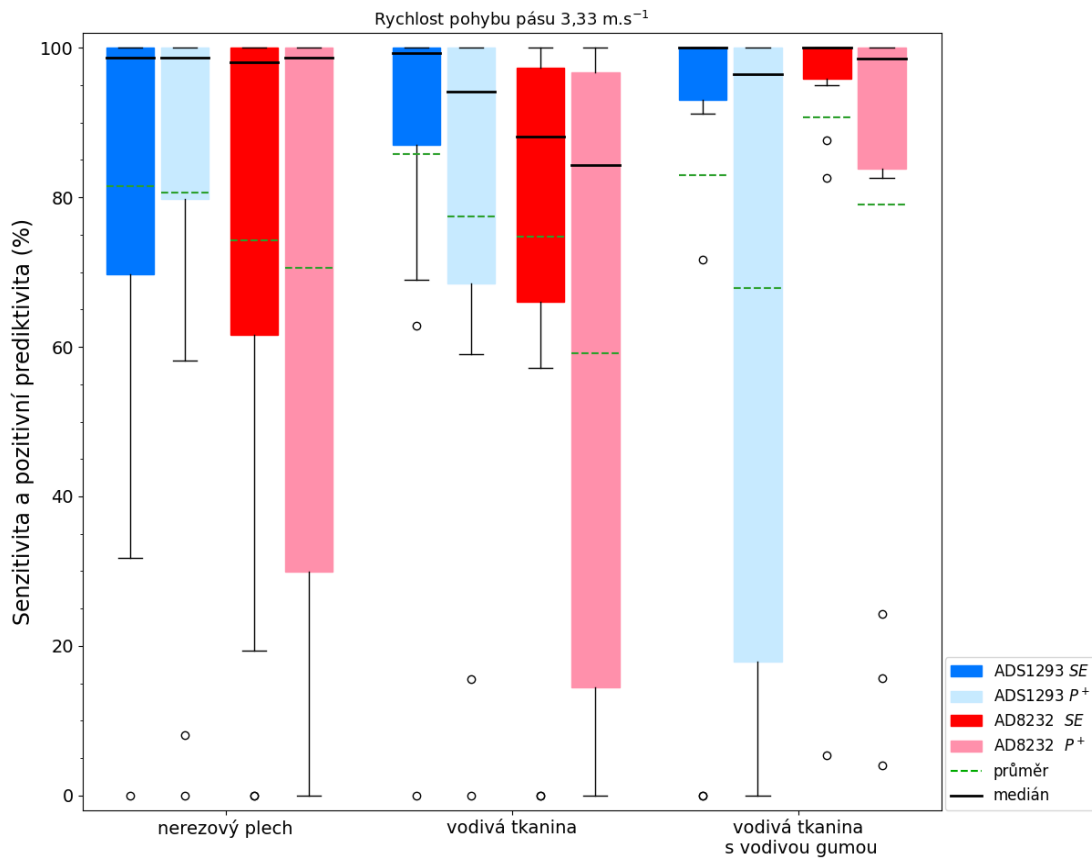
Průměrné hodnoty senzitivity a pozitivních prediktivit detekce QRS komplexů se liší v závislosti na typu snímací elektrody, použitém zařízení a vykonávaném cviku, viz tabulka 6.1 a obrázek 6.1. Pro posouzení použitelnosti konkrétní kombinace zařízení a typu elektrody na základě robustnosti signálu byly zkoumány zejména cviky, při nichž byl využíván běžecký pás. Průměrné hodnoty senzitivity a pozitivních prediktivit pro všechny testované kombinace elektrod a zařízení při různých rychlostech pohybu na páse lze vidět na obrázcích 6.2, 6.3 a 6.4 (seřazeno od nejnižší rychlosti pohybu pásu).



Obrázek 6.2 Průměrná senzitivita a pozitivní prediktivita detekce QRS komplexu testovaných zařízení s různými typy suchých elektrod při rychlosti pohybu pásu 1,11 m.s⁻¹.



Obrázek 6.3 Průměrná senzitivita a pozitivní prediktivita detekce QRS komplexu testovaných zařízení s různými typy suchých elektrod při rychlosti pohybu pásu 2,22 m.s⁻¹.



Obrázek 6.4 Průměrná senzitivita a pozitivní prediktivita detekce QRS komplexu testovaných zařízení s různými typy suchých elektrod při rychlosti pohybu pásu 3,33 m.s⁻¹.

Na obrázcích 6.2, 6.3 a 6.4 lze pozorovat zvyšující se rozptyl senzitivit a pozitivních prediktivit detekcí QRS komplexu. Ten je způsoben nejen myopotenciály, ale také vlivem otřesů měnících kontaktní plochu elektrod při pohybu. Vliv rychlosti pohybu na páse na zrychlení ve směru kolmém na transverzální rovinu při dopadu na běžecký pás lze vidět v tabulce 6.3.

Tabulka 6.3 Průměrné zrychlení při dopadu na pás pohybující se různými rychlostmi.

Aktivita	zrychlení při dopadu (g) σ
Pás (1,11 m.s ⁻¹)	1.43 (0.07)
Pás (2,22 m.s ⁻¹)	2.25 (0.11)
Pás (3,33 m.s ⁻¹)	2.89 (0.12)

Výraznější rozdíl mezi průměrnou senzitivitou a poz. prediktivitou detekce QRS komplexu zařízení s různými typy suchých elektrod se projevuje až při vyšších rychlostech pohybu (2,22 m.s⁻¹, 3,33 m.s⁻¹), viz obrázky 6.3 a 6.4, a to ve prospěch zařízení č.1. Lze tedy usuzovat, že zařízení č.1 poskytuje v průměru se všemi typy suchých elektrod při pohybu na páse robustnější (méně zarušený) signál EKG.

Statistické hodnocení senzitivit a pozitivních prediktivit úspěšnosti detekce QRS komplexu pomocí Wilxonova párového testu ověřujícího nulovou hypotézu, totiž že senzitivita a pozitivní prediktivita mezi testovanými zařízeními s různými typy suchých elektrod při pohybu specifikovanou rychlostí se neliší, lze vidět v tabulce 6.4.

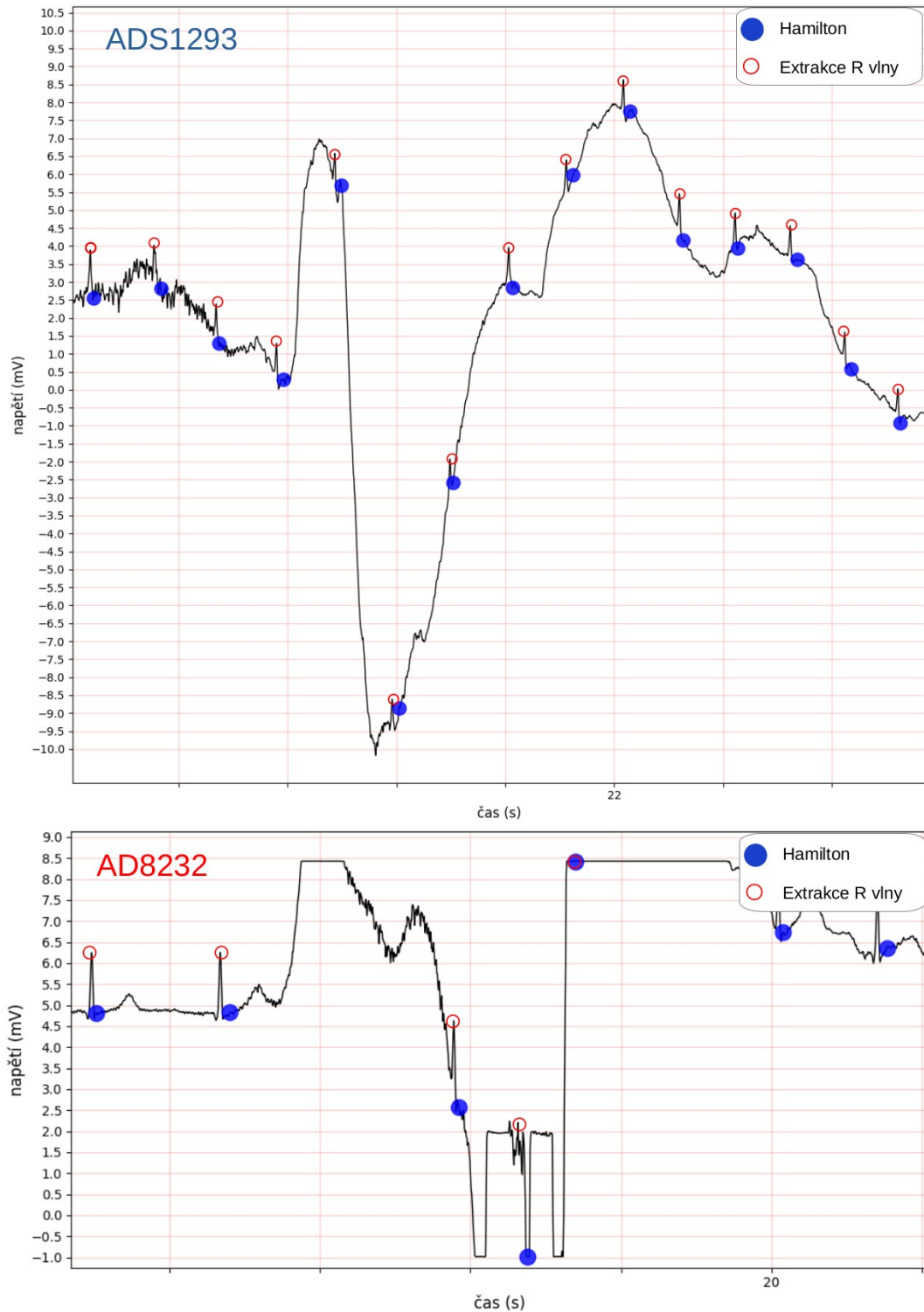
Tabulka 6.4 Výsledky Wilxonova párového testu porovnávajícího senzitivity a pozitivní prediktivity detekce QRS komplexu testovaných zařízení s různými typy suchých elektrod při různých rychlostech pohybu pásu. Výběry testovaných hodnot lišící se na zvolené konfidenční hladině 75 % označeny barevně ve prospěch testované varianty zařízení (modře – č.1 ADS1293, červeně č.2 AD8232)

Typ elektrody (varianta)	p - hodnota Wilxonova párového testu					
	Pás (1,11 m.s ⁻¹)		Pás (2,22 m.s ⁻¹)		Pás (3,33 m.s ⁻¹)	
	SE	P ⁺	SE	P ⁺	SE	P ⁺
Nerezová elektroda (č.1)	0,944	0,092	0,593	0,649	0,721	0,759
Vodivá tkanina (č.2)	0,211	0,113	0,35	0,373	0,209	0,221
Vodivá tkanina, vodivá guma (č.3)	0,0796	0,046	0,892	0,176	0,31	0,114

Hodnocení robustnosti zařízení na základě výsledků statistických testů, viz tabulka 6.4, silně závisí na zvoleném konfidenčním intervalu. S ohledem na typ statisticky vyhodnocovaných dat byla zvolena nestandardní konfidenční hodnota 75 %. V kontextu porovnání testovaných zařízení by zamítnutí nulové hypotézy o rovnosti šlo interpretovat jako: „Je sedmdesátipětiprocentní

pravděpodobnost, že konkrétní zařízení s konkrétním typem elektrody bude poskytovat lepší sensitivitu a pozitivní prediktivitu než zařízení druhé.“

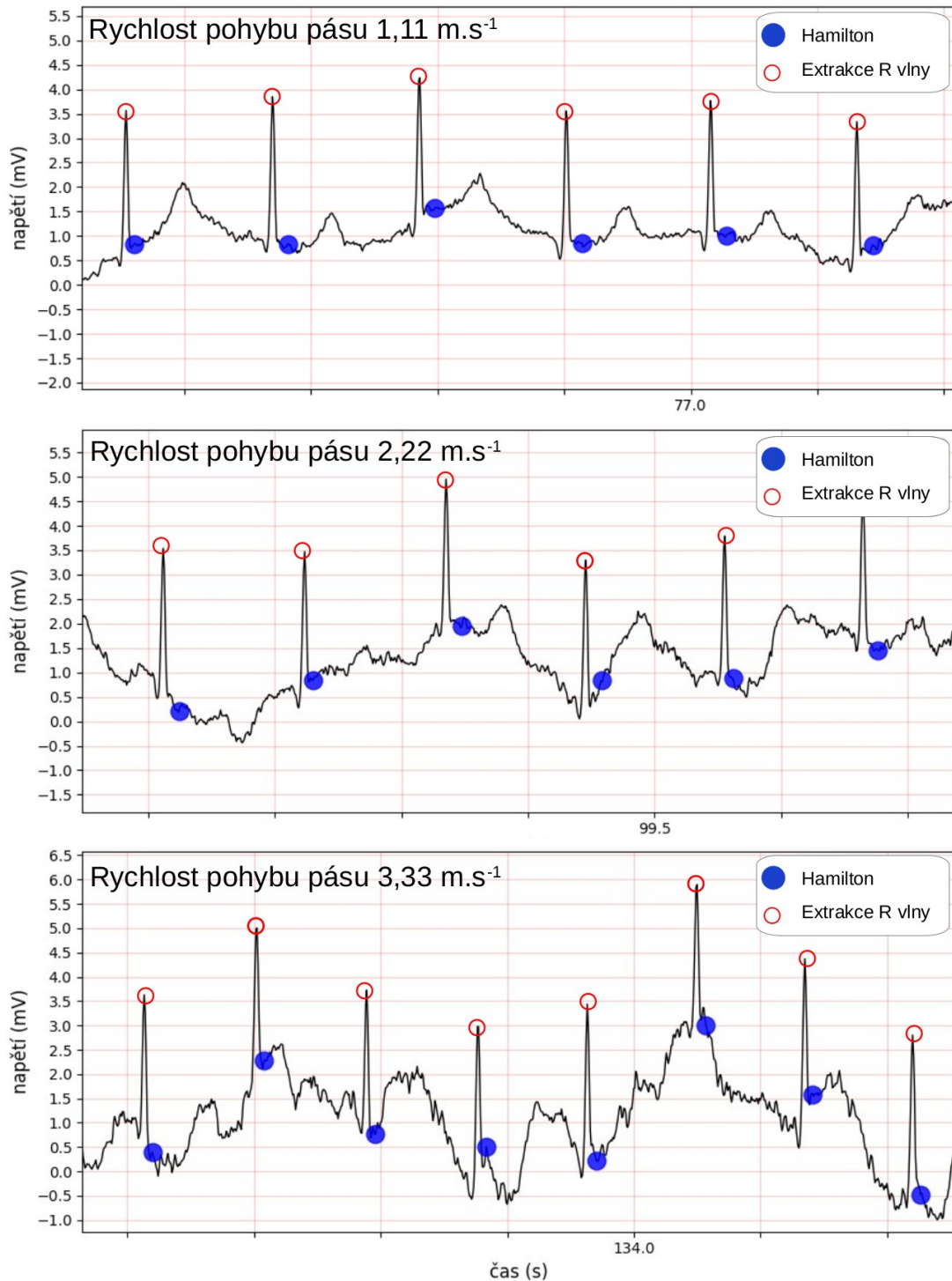
Velmi důležitým aspektem hodnocení zařízení je vizuální posouzení kvality poskytovaných signálů. To bude uvedeno na několika komentovaných příkladech záznamů, viz obrázky 6.5, 6.7 a 6.7. Extrakce R vlny byla provedena algoritmem prohledávajícím lokální okolí Hamiltonova QRS detektoru.



Obrázek 6.5 Vliv napěťového rozsahu testovaných zařízení na pohybové artefakty (zde přechod z lehu do sedu).

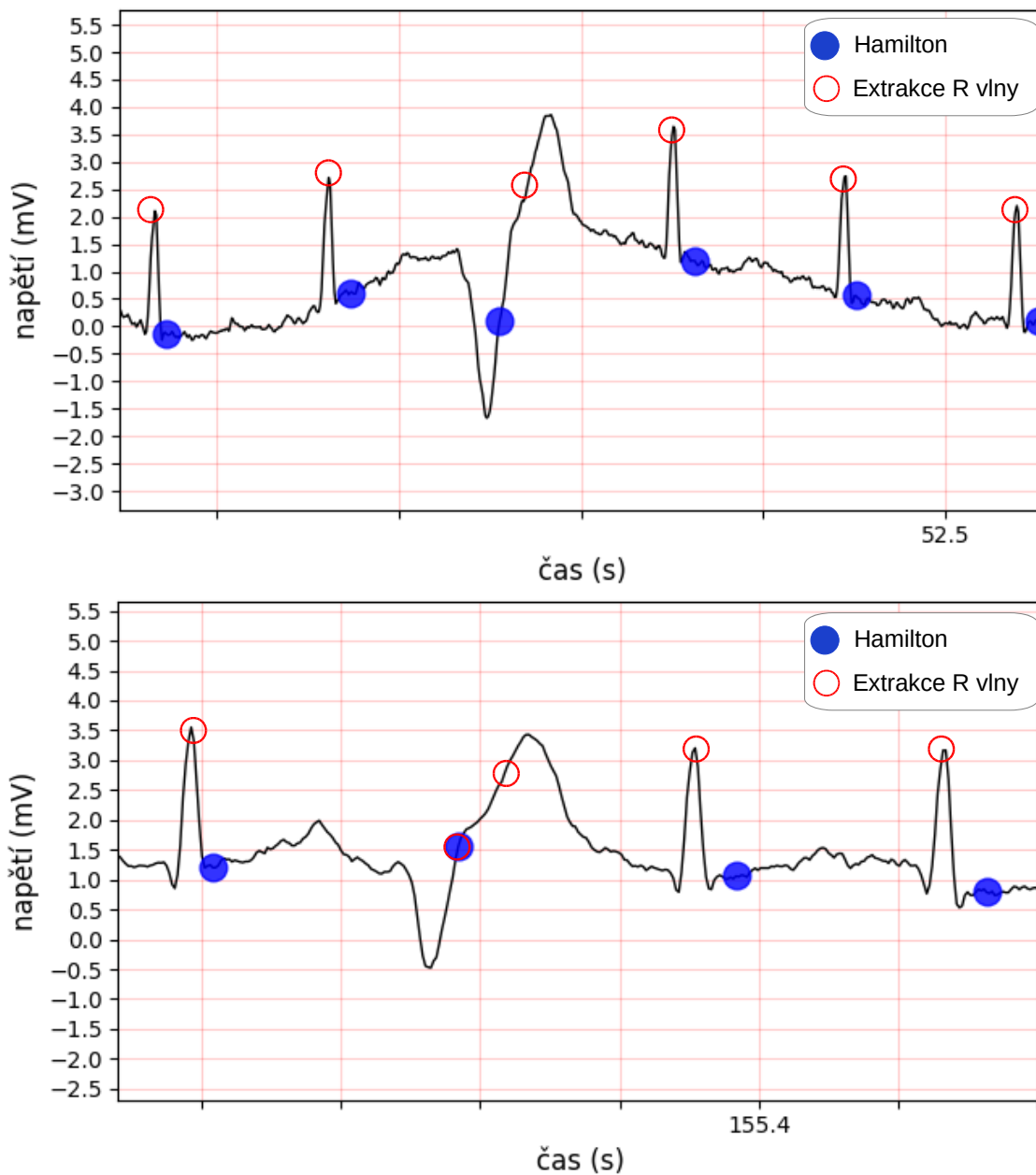
Na obrázku 6.5 lze vidět, že signál ze zařízení č.2 s AFE AD8232 se dostal vlivem pohybových artefaktů mimo napěťový rozsah. Zařízení č.1 AFE1293 podobný úsek signálu díky vyššímu napěťovému rozsahu zachytit dokázalo a to včetně správné detekce QRS komplexů.

Příklad záznamů EKG při pohybu na páse různými rychlostmi lze vidět na obrázku 6.6.



Obrázek 6.6 Záznam EKG pátého probanda při pohybu na páse různými rychlostmi, snímáno zařízením č.1 ADS1293 s nerezovou elektrodou č.1.

Schopnost zachytit patofyziologii myokardu (zřejmě komorovou extrasystolu) pomocí navržených zařízení je možno vidět na obrázku 6.7.



Obrázek 6.7 Nalezené patofyziologie myokardu (zřejmě komorové extrasystoly) v záznamu EKG.

Podobné patofyziologie byly opakovaně nalezeny v záznamech tří ze čtrnácti probandů.

7 Diskuse

Jedním z hlavních výsledků práce je experimentální porovnání navržených a zhotovených miniaturizovaných senzorových nodů pro snímání EKG využívajících moderní AFE ADS1293 a AD8232. Navržená zařízení byla porovnávána v sérii experimentů ověřujících jejich potenciální použitelnost ve vyvíjeném biotelemonitorním systému plně integrovaném v pracovním oděvu včetně snímacích suchých elektrod.

V rámci experimentu, jehož cílem bylo porovnání robustnosti signálů EKG navržených zařízení s různými typy suchých elektrod, bylo naměřeno celkem osmdesátčtyři záznamů EKG snímaného dvěma zařízeními se třemi typy navržených a zhotovených suchých elektrod. Celkem se experimentu zúčastnilo čtrnáct informovaných probandů, kteří v rámci jednoho záznamu prováděli několik cviků včetně běhu na páse pohybujícím se různými rychlostmi. Průběh experimentu je detailně popsán v podkapitole 5.2. Robustnost signálů EKG byla hodnocena na základě senzitivity a pozitivní prediktivity detekce QRS komplexu algoritmem. Podobnou metodiku pro statistické vyhodnocení použili i autoři v závěrečných pracích [30] a [31], avšak ti hodnotili již anotované záznamy klinicky snímaného EKG. Metodika vyhodnocení experimentu vycházela z předpokladu, že v méně zarušeném signálu dosáhne detekční algoritmus vyšší senzitivity a pozitivní prediktivity, což se v kombinaci s následným vizuálním srovnáním záznamů ukázalo jako robustní postup vyhodnocení.

Z výsledků experimentu ověřujícího robustnost signálů EKG testovaných zařízení a elektrod znázorněných pomocí krabicových grafů na obrázcích 6.1, 6.2, 6.3 a 6.4 lze vyjít, že senzitivita a pozitivní prediktivita detekce QRS komplexů testovaných zařízení se na konfidenční hladině 95 % neliší až na jeden případ. Konkrétně byla dosažena statisticky významně vyšší ($p = 0,046$) pozitivní prediktivita detekce QRS komplexu zařízením č.2 využívajícím elektrodu z vodivé tkaniny a vodivé gumy při chůzi na páse rychlostí $1,11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, viz tabulka 6.4. Pokud bychom však při statistickém vyhodnocení uvažovali nižší konfidenční hladinu, například 75 %, dospěli bychom k závěru, že mezi porovnávanými zařízeními s konkrétními typy elektrod při různých pohybových aktivitách rozdíl existuje. Je důležité si uvědomit, že statistické metody jsou pouhým nástrojem pro objektivizaci výsledků. Celkově lepší pohled na rozdílnost senzorových nodů přineslo až vizuální porovnání signálů zařízení, viz obrázek 6.5. U zařízení č.2 (AD8232) je patrné oříznutí signálu vlivem podstatně nižšího vstupního napěťového rozsahu vycházejícího z vnitřního zapojení, viz podkapitola 3.1.2. Zařízení č.1 využívající AFE ADS1293 disponuje větším

vstupním napěťovým rozsahem a dokáže tak nezkresleně zachytit podstatně více zarušený signál.

Výsledky experimentu mohly být ovlivněny několika (zejména lidskými) faktory, a to jak ve fázi shromažďování dat, tak i při jejich vyhodnocování.

Ve fázi shromažďování dat mohly být výsledky zkresleny neúmyslně odlišným provedením cviků jednotlivými probandy, avšak toto riziko bylo minimalizováno vizuálním dohledem zkoušejícího, případně opakováním záznamu. K dalšímu zkreslení dat mohlo dojít vlivem rozdílné úrovně zapocení probandů během experimentu, který probíhal v několika dnech, při nichž mohla být v prostředí výkonu experimentu mírně odlišná teplota a vlhkost. U žen mohla hrát roli neochota svléknout podprsenku, jejíž přítomnost mohla způsobit rušení signálu vlivem nárazů do elektrod, zejména při pohybu vyššími rychlostmi. Ani přes svou neochotu nebyly tyto ženy vyřazeny z testování, protože oblečení pracovního oděvu přes spodní prádlo je běžné. V případě mužů mohou být výsledky zkresleny hustotou ochlupení na hrudi, viz například záznamy ochlupeného probanda č.6. Také přitlak elektrod mohl ovlivnit výsledky měření. Při návrhu experimentu byla uvažována možnost fixace suchých elektrod na těla probandů konstatntním přitlakem, který by mohl být měřen například miniaturním tenzometrem, nebo pomocí materiálu se známým modelem pružné deformace. Tato možnost však byla zavržena, protože míra pohodlí probandů může být při stejném přitlaku elektrod vnímána rozdílně.

Vyhodnocení výsledků bylo nutné provést ručně způsobem popsáním v podkapitole 5.2.2. Při tomto způsobu hodnocení není možné vyloučit chyby hodnotící osoby. Vizuální vyhodnocení správné detekce QRS komplexu algoritmem u silně zarušených signálů je totiž velmi obtížné, tudíž nemusí vést ke stejným výsledkům v rámci několika hodnotitelů.

Vzhledem ke komplexnosti a jedinečnosti výsledků provedeného experimentu, je nelze srovnat s jinými pracemi. Zpracovávanému tématu se nejvíce blíží výzkum prováděný na Ghentské univerzitě, jehož zaměřením je také vývoj nových senzorových struktur, materiálů a svodových systémů pro měření EKG integrovaných do pracovního oděvu. Neúspěšně jsem se pokoušel kontaktovat vedoucí výzkumu s cílem zjistit současný stav vývoje. Při zkoumání publikací tohoto vědeckého týmu jsem teprve několik dní před odevzdáním práce narazil na článek (publikovaný teprve začátkem roku 2023)[31]. V práci byl zkoumán vliv kontaktní plochy textilních elektrod zhotovených z vodivé nitě na kvalitu signálu EKG pořízenou v klidu i při chůzi (autory nespecifikovanou rychlostí). Záznam EKG byl pořízen pomocí elektrod upnutých na zápěstích, elektroda RLD byla umístěna na levé horní končetině poblíž snímací elektrody. V klidové (autory nespecifikované) poloze poskytují testované elektrody minimálně zarušený signál EKG plně srovnatelný se signálem pořízeným gelovými elektrodami. Při chůzi se v záznamech objevuje výraznější rušení, avšak

v záznamech lze stále ještě rozeznat jednotlivé komponenty EKG. Dle autorů lze textilní elektrody použít pro dlouhodobou monitoraci EKG, navíc vlastnosti těchto elektrod se prokazatelně nezhoršují při opakovaných pracích cyklech.[31]

V kontextu uskutečněného experimentu lze souhlasit s tím, že vodivou tkaninu lze použít pro snímání nejen klidového, ale i zátěžového EKG. Vliv tvaru elektrody na kvalitu poskytovaného signálu nelze porovnat, protože v rámci diplomové práce byly testovány textilní elektrody jednoho rozměru a tvaru.

Uskutečněné experimenty s tkanými elektrodami přinesly řadu poznatků, ale také otázek. Zde se otevírá zcela nový neprobádaný segment pro multidisciplinární výzkum a vývoj materiálů pro konstrukci snímacích elektrod. Právě vlastnosti elektrod zásadně ovlivňují nejen patientský komfort, ale také kvalitu snímaného signálu EKG.

Funkci systému pro snímání EKG vestavěného do pracovního oděvu lze dále vylepšit zabudováním několika elektrod do přiléhajícího oděvu ušitého na míru snímané osobě. Implementace více svodů by mohla pomoci překonat případné zvýšení impedance (odpadnutí) jednoho svodu. Také by mohla poskytnout lepší informaci pro algoritmy detekující patofyziologie myokardu.

Pro integraci dalších svodů bylo nad rámec zadání připraveno zařízení č.1 s AFE ADS1293, který umožňuje připojení až šesti elektrod na vstupy tří nezávislých přístrojových zesilovačů a A/D převodníků. Schéma zapojení sensorového nodu s AFE ADS1293 je navíc podstatně jednodušší a vyžaduje méně pasivních komponent. Díky tomu bylo při návrhu čtyřvrstvého plošného spoje dosaženo miniaturních rozměrů sensorového nodu, viz obrázek 4.5. Z výsledků měření příkonu uvedených v tabulce 5.2 vyplývá, že ve většině konfigurací má sensorový nod s AFE ADS1293 nižší příkon než sensorový nod s AFE AD8232, což je zejména v systémech napájených chemickými články velmi důležité.

8 Závěr

V rámci práce byl proveden průzkum současného stavu na poli snímání EKG. Z výsledků průzkumu vyplývá, že zadáním stanovené AFE AD8232 a ADS1293 integrující detekci odpadlých elektrod a obvod RLD patří mezi nejlepší řešení na trhu. Proto byly použity pro konstrukci sensorových nodů.

V teoretické části byly porovnány vlastnosti a parametry zmíněných typů AFE. Z jejich teoretického srovnání vyplývá, že ADS1293 má oproti AD8232 větší napěťový rozsah. ADS1293 navíc oficiálně disponuje dvacetičtyřbitovým A/D převodníkem, jehož rozlišení je ale vždy méně než dvacetčtyři bitů v závislosti na konfiguraci, viz tabulka 3.4.

S ohledem na použití byly stanoveny požadavky na konstruovaná zařízení. Na základě těchto požadavků byly vybrány vhodné komponenty pro konstrukci několika sensorových nodů využívajících různá elektronická zapojení vycházející z velmi kvalitní technické dokumentace použitých AFE. Významné úsilí bylo věnováno návrhu a realizaci několika miniaturizovaných plošných spojů. Ty byly dále podrobeny sérii experimentů, při nichž byla ověřena frekvenční amplitudová charakteristika a příkony v různých módech operace.

Za účelem ověření robustnosti navržených sensorových nodů bylo vyrobeno několik typů suchých elektrod s využitím různých materiálů (nerezová ocel, vodivá tkanina, vodivá guma a vodivá nit). Pro zhotovené elektrody bylo ušito několik nastavitelných hrudních pásů, přičemž elektrody z vodivé textilie byly integrovány přímo do hrudního pásu. Hrudní pásy byly opatřeny dvěma různě dlouhými pružnými segmenty (kratší v oblasti solar plexus a delší na zádech), které zlepšují fixaci elektrod při pohybech hrudního koše.

Kombinace navržených zařízení a elektrod byla testována na čtrnácti informovaných probandech vykonávajících sérii cviků. Záznamy jednotlivých probandů byly vyhodnoceny z hlediska senzitivity a pozitivní prediktivity detekce QRS komplexu Hamiltonovým algoritmem s cílem nalézt nejrobustnější kombinaci zařízení a elektrody. Záznamy EKG byly porovnávány nejen statisticky, ale také vizuálně.

Součástí konstrukčně výzkumné práce bylo i vytvoření dvou aplikací (pro sběr dat a jejich vizualizaci v reálném čase), ale také pro následné vyhodnocení záznamů.

Přál bych si, aby toto aktuální multidisciplinární téma bylo dále rozvíjeno a těšil se na okamžik, kdy bude kompletní biotelemonitораční systém integrovaný v pratelném funkčním oděvu nasazen v praxi.

Seznam použité literatury

- [1] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. 1. české vydání. Praha: Grada Publishing, 2013. 192 stran. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [2] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání. 4. české vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. xv, 434 stran. ISBN 978-80-247-4271-7.
- [3] Analýza EKG signálu [online]. Plzeň, 2017 [cit. 2023-03-12]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11025/27683>. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni Fakulta aplikovaných věd Katedra informatiky a výpočetní techniky. Vedoucí práce Ing. Pavel Mautner, Ph.D.
- [4] O'ROURKE, Robert A., Richard A. WALSH a Valentín FUSTER. Kardiologie: Hurstův manuál pro praxi. 1. české vyd. Praha: Grada, 2010. xxxi, 767 s. ISBN 978-80-247-3175-9.
- [5] CHALOUPKA, Václav a kol. Zátěžové metody v kardiologii. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2003. 293 s., [8] s. obr. příl. ISBN 80-247-0327-0.
- [6] ROZMAN, Jiří a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha: Nakladatelství Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [7] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje 1. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [8] I. Tomasic and R. Trobec, "Electrocardiographic systems with reduced numbers of leads-synthesis of the 12-Lead ECG," IEEE Rev. Biomed. Eng., vol. 7, pp. 126–142, 2014.
- [9] L. Lancia, A. Toccaceli, L. Dignani, C. Lucertini, C. Petrucci, and S. Romano, "Accuracy of EASI 12-lead ECGs in monitoring ST-segment and J-point by nurses in the Coronary Care Units," J. Clin. Nurs., vol. 25, no. 9–10, pp. 1282–1291, 2016.

- [10] A. C. MettingVanRijn, A. Peper a C. A. Grimbergen. ACADEMIC MEDICAL CENTER, MEDICAL PHYSICS DEPARTMENT, MEIBERGDREEF 15 1105 AZ AMSTERDAM, THE NETHERLANDS. HIGH QUALITY RECORDING OF BIOELECTRIC EVENTS. I: INTERFERENCE REDUCTION, THEORY AND PRACTICE [online]. [cit. 2023-03-28]. Dostupné na: <https://www.biosemi.com/publications/artikel3.htm>
- [11] Texas Instruments Inc. *ADS1293 24-bit, 3-ch, Low-Power Analog Front END (AFE) for ECG Applications* [online katalogový list]. [cit. 23. března 2023]. Dostupné na: <https://www.ti.com/product/ADS1293>
- [12] Analog Devices *AD8232 Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End* [online katalogový list]. [cit. 23. března 2023]. Dostupné na: <https://www.analog.com/en/products/ad8232.html>
- [13] Sallen and Key Filter. Electronics Tutorials [online]. [cit. 2023-03-29]. Dostupné z: <https://www.electronics-tutorials.ws/filter/sallen-key-filter.html>
- [14] Analog devices *MAX30003 Ultra-Low Power, Single-Channel Integrated Biopotential (ECG, R to R Detection)* [online katalogový list]. [cit. 23. března 2023]. Dostupné na: <https://www.analog.com/en/products/max30003.html>
- [15] STMicroelectronics *HM301D Diagnostic quality acquisition system for bio-electric sensors and bio-impedance measurements* [online katalogový list]. [cit. 23. března 2023]. Dostupné na: <https://www.st.com/en/data-converters/hm301d.html>
- [16] Raúl Alonso Álvarez, Arturo J. Méndez Penín, X. Antón Vila Sobrino, *A Comparison of Three QRS Detection Algorithms Over a Public Database*, Procedia Technology, Volume 9, 2013, Strany 1159-1165, Dostupné na: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212017313002831>
- [17] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236, March 1985, doi: 10.1109/TBME.1985.325532.
- [18] Microchip *ATSAMD21E18* [online katalogový list]. [cit. 8. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.microchip.com/en-us/product/ATSAMD21E18>

- [19] Diodes Incorporated AP2127 *300mA High Speed, Extremely Low Noise CMOS LDO Regulator* [online katalogový list]. [cit. 9. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.diodes.com/part/view/AP2127/#tab-product-options>
- [20] Texas Instruments Inc. TPS7A05 *1- μ A Ultralow IQ, 200-mA, Low-Dropout Regulator in a Small-Size Package* [online katalogový list]. [cit. 8. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.ti.com/product/TPS7A05?dcmp=dsproject&hqs=pf>
- [21] Microchip MCP1700 *Low Quiescent Current LDO* [online katalogový list]. [cit. 8. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.microchip.com/en-us/product/MCP1700>
- [22] Analog devices MAX30034 *Defibrillation/Surge/ESD Protector Lowest Leakage Defibrillation and ESD Protection Device* [online katalogový list]. [cit. 8. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.analog.com/en/products/max30034.html>
- [23] Murata CSTCR4M09G55B-R0 *Ceramic Resonator (CERALOCK)* [online katalogový list]. [cit. 15. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.murata.com/en-us/products/productdetailpartno=CSTCR4M09G55B-R0>
- [24] Analog devices AD620 *Low Drift, Low Power Instrumentation Amp with Set Gains of 1 to 10000* [online katalogový list]. [cit. 15. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.analog.com/en/products/ad620.html>
- [25] VANWANSEELE, Benedicte, Tim OP DE BEÉCK, Kurt SCHÜTTE a Jesse DAVIS. Accelerometer Based Data Can Provide a Better Estimate of Cumulative Load During Running Compared to GPS Based Parameters. *Frontiers in Sports and Active Living* [online]. 2020, 2 [cit. 2023-04-15]. ISSN 2624-9367. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33345140/>
- [26] FRIDOLFSSON, Jonatan, Mats BÖRJESSON a Daniel ARVIDSSON. A Biomechanical Re-Examination of Physical Activity Measurement with Accelerometers. *Sensors* [online]. 2018, 18(10) [cit. 2023-04-26]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/18/10/3399>
- [27] Analog devices ADXL325 *Small, Low Power, 3-Axis ± 5 g Accelerometer* [online katalogový list]. [cit. 26. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.analog.com/en/products/adxl325.html>

- [28] Analog devices ADXL335 Small, Low Power, 3-Axis ± 3 g Accelerometer [online katalogový list]. [cit. 26. dubna 2023]. Dostupné na: <https://www.analog.com/en/products/adxl335.html>
- [29] Py-ecg-detectors: Eight ECG heartbeat detection algorithms and heartrate variability analysis [online]. 2019 [cit. 2023-05-07]. Dostupné z: <https://pypi.org/project/py-ecg-detectors/>
- [30] PALÍK, Ondřej. Porovnání metod softwarové detekce QRS komplexu [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/128523>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [31] ŠLANCAR, Matěj. Detekce komplexů QRS ve vícesvodových signálech EKG [online]. Brno, 2015 [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/40691>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [32] NIGUSSE, Abreha Bayrau, Benny MALENGIER, Desalegn Alemu MENGISTIE, Ambachew MARU, Granch Berhe TSEGHAI a Lieva Van LANGENHOVE. Embroidered textile electrodes for long-term ECG monitoring. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering [online]. 2023, 1266(1) [cit. 2023-05-16]. ISSN 1757-8981. Dostupné z: [doi:10.1088/1757-899X/1266/1/012002](https://doi.org/10.1088/1757-899X/1266/1/012002)

Příloha A: Souhlas etické komise



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT

Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board

Název projektu: Miniaturizovaný senzorový nod pro tříelektrode snímání EKG signálu v terénu
Name of the project: Miniaturized sensor node for three-electrode ECG signal sensing in the field conditions

Hlavní řešitel projektu: Bc. Jiří Kubín

Vedoucí kvalifikační práce (Jméno, pracoviště, e-mail): doc. Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.,

Katedra informačních a komunikačních technologií v medicíně,
smrcka@fbmi.cvut.cz

Stručný popis projektu (do 100 slov):

Cílem projektu je navrhnout a otestovat miniaturizovaný nod pro tříelektrode snímání signálu EKG v terénu, uzpůsobený pro připojení suchých elektrod. Výsledné řešení bude vybráno z několika zhotovených senzorových nodů u kterých bude posuzována kvalita poskytovaného signálu EKG s různými typy suchých elektrod v rámci navrženého zátěžového testu.

Charakter projektu:

- Grantová úloha (název agentury):
- Výzkum výzkumného týmu (specifikace):
- ✓ Kvalifikační práce (specifikace): **Diplomová práce**
- Jiné:

Seznam příkládaných dokumentů:

- sylabus projektu
- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- Dotazník

V Kladně dne 17. 4. 2023

podpis hlavního řešitele

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT

FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 15. 5. 2023
pod číslem: 219/2023

platný do: 10/2023

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková, Ph.D. (předsedkyně), prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., RNDr. Táňa Jarošíková, CSc., doc. Ing. Petr Kudrna, Ph.D., MUDr. Tomáš Heřman a Ing. Lucie Šedzmáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Kladně dne 15. 5. 2023

ETICKÁ KOMISE
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno
razítko etické komise FBMI ČVUT

Mgr. Martina Dingová Šliková, Ph.D.

podpis předsedy etické komise

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419
fax: (+420) 312 608 204
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700
DIČ: CZ68407700
Bankovní spojení: KB Praha 6
č.ú. 27-7380010287/0100

Příloha B: Obsah přílohy

- **HW**
 - ekg_AD8232_v1
 - ekg_AD8232_v2
 - ekg_ads1293_v1
 - ekg_ads1293_v2
- **ekg_visu**
 - app
 - ECG_records
 - README.md
- **fotodokumentace**
 - akcelerometr.jpg
 - detail_hybridni_elektrody.jpg
 - experiment1.jpg
 - experiment.jpg
 - hybridni_elektroda.jpg
 - materialy_elektrod.jpg
 - nandany_pas.jpg
 - nerez_el.jpg
 - ozivovani1.jpg
 - ozivovani2.jpg
 - ozivovani.jpg
 - pas.jpg
 - pas_pripojeni_elektrod.jpg
 - pasy.jpg
 - siti1.jpg
 - siti.jpg
 - vodiva_tkanina.jpg
 - vyroba_dlouheho_USB1.jpg
 - vyroba_dlouheho_USB.jpg
 - zapouzdeni_pod_buzirkou_zalito_lakem_ELCHEMCO.jpg
- **FW**
 - ads1293_samd
 - akcelerometr_SAMD21
 - dc_clinic
 - low_power
- **Informovany_souhlas**
 - informovany_souhlas.pdf
- **prikon**
 - ad8232_2B.csv
 - ad8232_5B.csv
 - ads1293_2B.csv
 - ads1293_5B.csv
 - ads1293_kurzory2.bmp
 - ads1293_kurzory.bmp
 - ads1293_odesilani_dat.bmp
 - ads1293_proud_cervene.bmp
 - prikon_zpracovani.py
- **SW_sber_dat**
 - 1293_24bit
 - 8232_12bit