

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MĚŘENÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Lékařská technika

**vedoucí práce: Ing. David Pánek, Ph.D.
autor: Jaroslav Hornak**

2012

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Jaroslav HORNAK**
Osobní číslo: **E09B0131P**
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**
Název tématu: **Lékařská technika**
Zadávající katedra: **Katedra technologií a měření**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Prostudujte nejméně pět českých a patnáct zahraničních publikací zabývajících se novými trendy ve využití elektroniky a zpracování signálů v lékařské technice.
2. Vypracujte podrobnou rešerši.
3. Vypracujte podrobný přehled aktuálních problémů týkajících se zpracování signálů, řízení a regulace, elektroniky a materiálového inženýrství.

Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**
Rozsah pracovní zprávy: **20 - 30 stran**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**
Seznam odborné literatury:

Student si vhodnou literaturu vyhledá v dostupných pramenech podle doporučení vedoucího práce.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. David Pánek, Ph.D.**
Katedra teoretické elektrotechniky

Datum zadání bakalářské práce: **17. října 2011**
Termín odevzdání bakalářské práce: **3. června 2012**


Doc. Ing. Jiří Hammerbauer, Ph.D.
děkan




Doc. Ing. Vlastimil Skočil, CSc.
vedoucí katedry

V Plzni dne 17. října 2011

Anotace

Předkládaná bakalářská práce je zaměřena na lékařskou techniku a moderní vývojové trendy v oblasti biomedicínského inženýrství. Konkrétně na zařízení snímající aktivní elektrické projevy, tedy na elektroencefalograf a elektrokardiograf. Hlavním cílem práce je popsat stávající technologie a jejich další technologický rozvoj v oblasti zpracování signálu a elektrotechnické vybavenosti.

Klíčová slova

Elektroencefalograf, elektrokardiograf, biosignál, bioinženýrství, lékařský prostředek, EKG, EEG.

Abstract

This presented Bachelor's thesis is focused on medical technology and the modern developed trends of the biomedical engineering resort. More specifically, the sensing devices of active electric signs, i.e. the electroencephalograph and electrocardiograph. The objective of this Bachelor's thesis is to describe the current technologies and their further technological development in signal processing and electrotechnical equipment.

Key words

Electroencephalograph, electrocardiograph, biosignal, bioengineering, medical device, EEG, ECG.

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě elektrotechnické Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této bakalářské práce.

Dále prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této bakalářské práce, je legální.

V Plzni dne 25.5.2012

Jaroslav Hornak

.....

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Davidu Pánkovi, Ph.D. za cenné profesionální rady, připomínky a metodické vedení práce.

Obsah

OBSAH	7
ÚVOD	9
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	10
1 DEFINICE ZDRAVOTNICKÉHO PROSTŘEDKU DLE SMĚRNICE 93/42/EHS	12
1.1 ROZDĚLENÍ ZDRAVOTNICKÝCH PROSTŘEDKŮ	12
2 FYZIOLOGICKÝ ZÁKLAD	14
2.1 LIDSKÝ ORGANISMUS	14
2.1.1 <i>Neurony</i>	14
2.1.2 <i>Mozek</i>	15
2.1.3 <i>Srdce</i>	15
2.2 BIOSIGNÁLY	16
2.2.1 <i>Parametry signálů EKG a EEG</i>	18
3 ELEKTROENCEFALOGRAF	19
3.1 SNÍMÁNÍ SIGNÁLU EEG	19
3.1.1 <i>Princip funkce a konstrukce EEG</i>	20
3.2 POČÍTAČOVÉ ZPRACOVÁNÍ ZÍSKANÉHO SIGNÁLU EEG	22
3.2.1 <i>Spektrální analýza</i>	22
3.2.2 <i>Metoda „Brain mapping“</i>	22
3.3 SIGNÁL EEG	23
3.3.1 <i>Základní vlny v záznamu EEG</i>	23
3.3.2 <i>Ukázka grafického výstupu měřeného signálu EEG</i>	23
4 MODERNÍ VÝVOJOVÉ TRENDY V OBLASTI ELEKTROENCEFALOGRAFIE	25
4.1 REDUKČNÍ ALGORITMUS PRO DETEKCI EPILEPSIE	25
4.1.1 <i>Cíle</i>	25
4.1.2 <i>Realizace</i>	26
4.1.3 <i>Zhodnocení</i>	27
4.2 MOBILNÍ EEG SYSTÉM SE SUCHÝMI ELEKTRODAMI.....	29
4.2.1 <i>Penso</i>	29
4.2.2 <i>Implementace jednoho kanálu</i>	30
4.2.3 <i>Suchá elektroda</i>	31
4.3 BEZDRÁTOVÝ HEADSET S NÍZKOU SPOTŘEBOU ENERGIE.....	32
4.3.1 <i>Osmikanálové EEG ASIC</i>	32
4.3.2 <i>Bezdrátový EEG snímač</i>	32
4.3.3 <i>Bezdrátový EEG headset</i>	33
4.3.4 <i>Hodnocení systému</i>	34
4.4 OVLÁDÁNÍ OSVĚTLENÍ POMOCÍ EEG	35
4.4.1 <i>Zpracování signálu a složení systému</i>	35
5 ELEKTROKARDIOGRAF	37
5.1 SNÍMÁNÍ SIGNÁLU EKG.....	37
5.2 PRINCIP FUNKCE A KONSTRUKCE EKG	39
5.2.1 <i>Vstupní jednotka</i>	39
5.2.2 <i>Řídící jednotka</i>	40
5.2.3 <i>Blok napájení</i>	40
5.2.4 <i>Blok pro záznam a zobrazení</i>	41
5.3 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU EKG.....	42

5.3.1	<i>Filtrování</i>	42
5.3.2	<i>Detekování vln</i>	43
5.4	SIGNÁL EKG	44
6	MODERNÍ VÝVOJOVÉ TRENDY V OBLASTI ELEKTROKARDIOGRAFIE	45
6.1	PŘENOSNÁ EKG JEDNOTKA PRO ONLINE MONITOROVÁNÍ	45
6.1.1	<i>Popis funkce systému</i>	45
6.1.2	<i>Zpracování vstupního signálu</i>	46
6.1.3	<i>Mikrokontrolery a napájecí systém</i>	46
6.1.4	<i>Implementace a zhodnocení</i>	47
6.2	KOMPOZITNÍ CNT/PDMS SUCHÉ ELEKTRODY	48
6.2.1	<i>Rozptýlení CNT do PDMS</i>	48
6.2.2	<i>Výroba kompozitních CNT/PDMS elektrod</i>	48
6.2.3	<i>Charakteristické vlastnosti</i>	49
6.2.4	<i>Zhodnocení výsledků</i>	49
6.3	OBLÉKNUTELNÝ SYSTÉM PRO SNÍMÁNÍ A ANALÝZU EKG SIGNÁLU.....	50
6.3.1	<i>Návrh vesty a detekčního EKG obvodu</i>	50
6.3.2	<i>Návrh softwaru pro sledování EKG</i>	51
6.3.3	<i>Zhodnocení</i>	51
6.4	NOVÁ METODA EXTRAHOVÁNÍ EKG PRŮBĚHU Z TIŠTĚNÉ DO DIGITÁLNÍ FORMY.....	52
6.4.1	<i>Skenování a škálování pixelů</i>	52
6.4.2	<i>Digitalizace EKG záznamu</i>	52
6.4.3	<i>Výpočet tepové frekvence</i>	53
6.4.4	<i>Extrahování morfologických rysů</i>	53
6.4.5	<i>Zhodnocení</i>	54
	ZÁVĚR	55
	POUŽITÁ LITERATURA	56

Úvod

Předložená bakalářská práce se zabývá lékařskou technikou. Pro velmi širokou oblast, kterou toto téma obsahuje, jsem se rozhodl zaměřit na přístroje snímající aktivní elektrické projevy. Jedná se tedy o elektrokardiograf a elektroencefalograf. Práce obsahuje princip funkce jednotlivých přístrojů, signálové zpracování a moderní vývojové trendy v této oblasti.

Práce je rozdělena do tří tematických částí. Jelikož je biomedicínské inženýrství oborem interdisciplinárním, obsahuje moje práce poznatky jak z lékařského prostředí, tak, a to převážně, z elektrotechnického.

V první části je definován pojem „lékařský prostředek“ dle evropských rámců a směrnic a rozdělení do jednotlivých tříd (I., II.a, II.b, III.) dle směrnice 93/42/EHS ze dne 14. Června 1993 o zdravotnických prostředcích.

Další část obsahuje rozdělení jednotlivých snímaných biosignálů a k nim přiřazení jednotlivých snímacích zařízení. Jsou zde rozděleny biosignály vlastní a biosignály zprostředkované. Vše je doplněno blokovým schématem zjednodušeného snímacího zařízení biosignálu s popisem funkčnosti. Druhou polovinu této části tvoří popis lidského organismu, především orgánů, jejichž funkčnost sledujeme za pomoci EKG a EEG přístrojů. Jedná se tedy o popis a strukturu srdce, mozku a nosiče elektrického náboje neuronu.

Třetí nejdůležitější část se skládá z vlastního popisu EEG a EKG. Popis funkčních bloků jednotlivých zařízení je doplněný o blokové schéma. Následuje popis výsledných grafických záznamů. Stěžejní částí je zmapování moderních vývojových trendů v této oblasti. Jedná se především o studie pojednávající o snadnějším zpracování výsledného signálu, nebo využití nových metod pro diagnostiku či léčbu.

Seznam symbolů a zkratek

Cizojazyčné zkratky		
Zkratka	Původní znění	Český překlad
A/D	Analog/Digital	analogově digitální
BCI	Brain Computer Interface	rozhraní mozek-počítač
CMMR	Common Mode Rejection Ratio	činitel potlačení souhlasného rušení
CSA	Compressed Spectral Arrays	zhuštěné spektrální kulisy
CT	Computed Tomography	počítačová tomografie
DSP	Digital Signal Processor	digitální signálový procesor
FT	Fourier transform	Fourierova transformace
FFT	Fast Fourier transform	rychlá Fourierova transformace
GSM	Global System for Mobile Communications	globální systém pro mobilní komunikaci
LCD	Liquid Crystal Display	displej z tekutých krystalů
MCU	Microcontroller Unit	mikrokontroler
MRI	Magnetic Resonance Imaging	magnetická rezonance
PCB	Printed Circuit Board	deska plošného spoje
PET	Positron Emission Tomography	pozitronová emisní tomografie
RTC	Real Time Clock	hodiny reálného času
SIM	Subscriber Identity Module	účastnická identifikační karta
SMD	Surface Mount Device	součástka pro povrchovou montáž
SPECT	Single-Photon Emission Computed Tomography	jednofotonová emisní výpočetní tomografie
SPI	Serial Peripheral Interface	sériové periferní rozhraní
SQUID	Superconducting Quantum Interference Device	kvantový magnetometr

České zkratky	
Zkratka	Celý název
ARO	anesteziologicko resuscitační oddělení
EEG	elektroencefalograf
EKG	elektrokardiograf
EMG	elektromyograf
ERG	elektroretinograf
IČ	infračervený
JIP	jednotka intenzivní péče
MEG	magnetoencefalograf
MKG	magnetokardiograf
MMG	magnetomyograf
MUX	multiplexer

Symboly konstant		
Symbol	Základní jednotky	Význam
f	[Hz]	frekvence
f _C	[Hz]	střední frekvence
f _D	[Hz]	dolní mezní frekvence
f _H	[Hz]	horní mezní frekvence
f _{max}	[Hz]	maximální frekvence
f _{vz}	[Hz]	vzorkovací frekvence

U_{IN}	[V]	vstupní napětí
U_{OUT}	[V]	výstupní napětí
q	[V]	kvantovací krok
Z_I	[Ω]	vstupní impedance

Schematické symboly	
---------------------	--

Symbol	Význam
β	označení prahu detekce
C_5	označení pásmové propusti
C_{20}	označení pásmové propusti
CHP	označení kondenzátoru v horní pásmové propusti
CLP	označení kondenzátoru v dolní pásmové propusti
RHP	označení rezistoru v horní pásmové propusti
RLP	označení rezistoru v dolní pásmové propusti

Chemické názvosloví	
---------------------	--

Označení	Celý název
Ag	stříbro
AgCl	chlorid stříbrný
O_2	kyslík v molekulární podobě
CO_2	oxid uhličitý
CNT	uhlíková nanotrubička
PDMS	polydimethylsiloxan

1 Definice zdravotnického prostředku dle směrnice 93/42/EHS

Směrnice 93/42/EHS ze dne 14. Června 1993 o zdravotnických prostředcích definuje pojem „lékařský prostředek“: „jako nástroj, přístroj, zařízení, materiál nebo jiný předmět, použitý samostatně nebo v kombinaci, včetně programového vybavení nezbytného k jeho správnému použití, určený výrobcem u člověka za účelem

- stanovení diagnózy, prevence, monitorování, léčby nebo mírnění choroby,
- stanovení diagnózy, prevence, monitorování, léčby, mírnění nebo kompenzace poranění nebo zdravotního postižení,
- vyšetření, náhrady nebo modifikace anatomické struktury nebo fyziologického procesu,
- kontroly početí

a který nedosahuje své hlavní zamýšlené funkce v lidském organismu nebo na jeho povrchu farmakologickým, imunologickým nebo metabolickým účinkem, jehož funkce může být takovými účinky podpořena“.[1]

Lékařské prostředky, vyjma prostředků na zakázku nebo prostředků pro klinické zkoušky, musí být před uvedením na trh opatřeny označením o shodě CE.[1]

1.1 Rozdělení zdravotnických prostředků

V příloze IX, směrnice 93/42/EHS ze dne 14. Června 1993 o zdravotnických prostředcích je uvedena klasifikace zdravotnických prostředků do tříd I, IIa, IIb a III.

Třída I má minimální riziko poškození stavu pacienta. Prostředek nemusí být v kontaktu s lidským tělem, nebo nevykazuje reakci. Výrobce musí předložit technickou dokumentaci, včetně testování výrobku s příslušnými normami. Příkladem prostředků třídy I jsou stetoskopy, nemocniční lůžka nebo invalidní vozíky.[1]

Třída IIa má nižší-střední riziko poškození stavu pacienta. Pro uvedení na trh platí stejné podmínky jako pro třídu I a navíc prohlášení o shodě musí být provedeno notifikovanou osobou. Mezi prostředky této třídy patří například injekční stříkačky, naslouchátka nebo kontaktní čočky.[1]

Třída IIb má vyšší-střední riziko na stav pacienta. Pro uvedení na trh platí stejné podmínky jako pro třídu IIa. Mezi prostředky této třídy patří EKG, EEG, rentgeny nebo CT.[1]

Třída III má vysoké riziko poškození stavu pacienta. Platí podmínky jako v předchozím bodě. Do této skupiny patří například infuzní pumpy, plicní ventilátory nebo kardiostimulátory.[1]

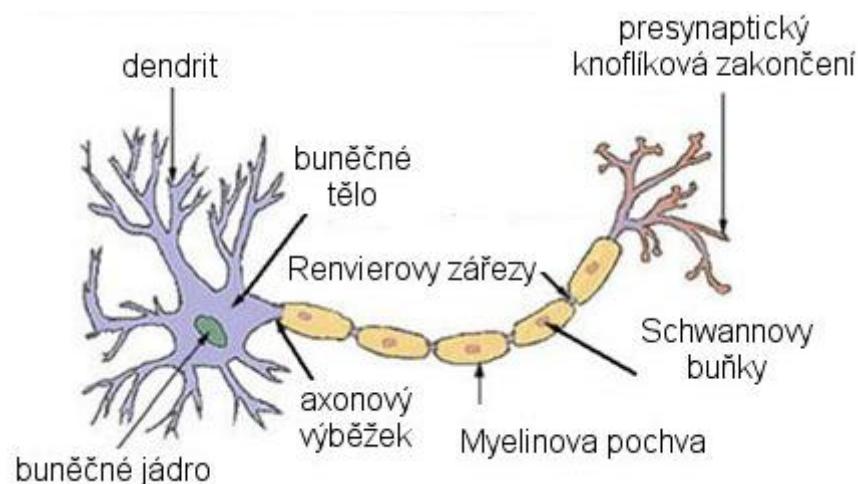
2 Fyziologický základ

2.1 Lidský organismus

Lidské tělo je tvořeno z přibližně 60 bilionů buněk. Jejich velikost se pohybuje v jednotkách mikrometrů. Jejich stavba je různorodá a jejich funkce mohou být rozmanité. Buňky jsou tvořeny membránou, jádrem a řadou vnitřních organel plovoucích v cytoplasmě. Jako ostatní živé organismy se buňky v našem těle rodí a umírají. Délka života buňky je rozdílná. V rozmezí hodin až několika měsíců.[2]

2.1.1 Neurony

Jednou z nejužitečnějších buněk je neuron. Je to základní buňka obsažena v nervové tkáni. Mezi její vlastnosti patří schopnost nést, přijímat, zpracovávat, nebo popřípadě odpovídat na různé signály. Neurony přenášejí informace jak z vnitřního, tak i z vnějšího prostředí. Skládají se z buněčného těla a z výběžků, mezi které patří dendrity pro příjem elektrického impulzu a axony pro přenos impulzu. Neurony se dělí dle funkce do tří skupin: motorické, senzorycké a vmezežené. Poslední skupina tvoří asi 90% obsahu neuronů v lidském organismu. Neurony lze z hlediska struktury rozdělit na multipolární, unipolární a bipolární. Multipolární mají mnoho dendritů a dlouhý axon. Unipolární mají jeden výběžek rozdělený na dvě větve a bipolární mají dva výběžky.[2][3]



Obr. 1 Struktura neuronu (převzato z [4])

2.1.2 Mozek

Mozek je hlavní řídicí orgán nervové soustavy člověka a je uložený v dutině lebeční. Řídí a kontroluje správnou činnost orgánů a všech tělesných funkcí. Mozek se skládá z prodloužené míchy, Varolova mostu, středního mozku, mezimozku, mozečku a koncového mozku. Prodloužená mícha, Varolův most a střední mozek tvoří tzv. **mozkový kmen**. To je místo, které odpovídá za stav bdělosti. Koordinuje například pohyb očí, citlivost obličeje, sluch anebo pohyb jazyka. **Mozeček** se nachází v zadní jámě lebeční. Jeho velikost je o něco menší, než je velikost koncového mozku. Slouží např. pro koordinaci pohybu. Centra vyšší nervové činnosti se nachází v **koncovém mozku**. Koncový mozek se skládá z pěti laloků. Jsou to čelní, temenní, týlní, spánkový a inzulární. Zbrzdění koncového mozku souvisí s vývojem. Dříve hladké stěny mozku se s postupným růstem museli zbrzdit, aby se co největší objem vešel do dutiny lebeční. Struktura mozkové kůry je mezi jednotlivci velmi anatomicky podobná. Nachází se v ní převážná část mozkových neuronů. V mozku se nacházejí i dutiny, které vyrábějí a obsahují mozkomíšní mok. Těmto dutinám se říká komory. Pravá, levá, třetí a čtvrtá.[5][6]

2.1.3 Srdce

Srdce je svalový orgán, který je přibližně velký jako pěst dospělého člověka. Tvoří ho pravá síň a pravá komora a levá síň a levá komora. Hlavním úkolem srdce je zajistit správný oběh krve v organismu. Ten je důležitý pro přenos kyslíku a živin mezi orgány. V lidském těle se srdce nachází za hrudní kostí v oblasti mezi plícemi.[7]

Srdce má schopnost stahovat se a roztahovat se. Při roztaženém stavu se srdce plní krví. Při staženém stavu je krev z pravé poloviny nahnána do plic, kde dojde k okysličení. Z levé poloviny srdce putuje krev do orgánů a tkání. Okysličená krev se z plic vrací zpět do levé síně a komory. Z levé komory je poté vypuštěna do celého organismu. Pomocí žil se krev vrací do pravé poloviny srdce. A proces probíhá znovu. Srdeční cyklus je řízen pomocí elektrických dějů, které spouštějí mechanické děje. Tento jev se nazývá převodní systém srdeční. V klidovém stavu se za minutu přečerpá přibližně 5 litrů krve. Při zvýšené srdeční frekvenci je toto množství i o 20 litrů větší.[7]

2.2 Biosignály

Biologický signál neboli biosignál je označení pro hmotný projev informace o zkoumaném biologickém systému. Biosignály upřesňují charakteristiku daného systému, a proto jsou základem diagnostických metod. Při vzniku diagnostické informace v lidském těle rozeznáváme dva stavy. Aktivní či pasivní. První označení platí pro biologické signály vznikající v organismu jeho aktivní činností. Proto jsou označeny taktéž jako biosignály vlastní (generované).[8]

V případě, že organismus svojí strukturou, nebo činností pouze ovlivňuje energetický impuls vyslaný do lidského těla ze zdroje působícího vně, jedná se o biosignál zprostředkovaný. Zprostředkovaných zdrojů rozeznáváme několik. Může se jednat o ionizující záření, ultrazvukové vlnění, nebo magnetické pole. Forma modulace může být absorpce, odraz, nebo procesní pohyb zmagnetizovaných jader.[8]

Tab. 1 - Vlastní biosignály [8]

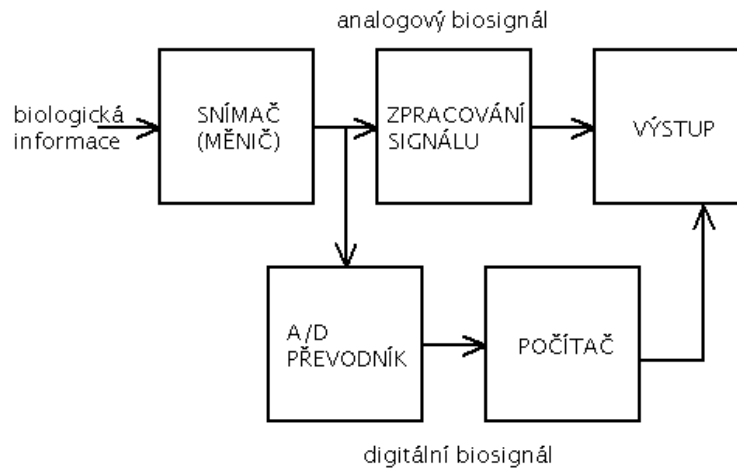
Druhy projevu	Způsob snímání	Diagnostická metoda
Mechanické projevy - pohyb - rychlost - tlak - výkon	Mechanoelektrické měniče	Spirometrie Fonokardie Apexkardiologie Tonometrie Ekonometrie
Tepelné projevy - teplota tělesného jádra - povrchové rozložení teplot	Teploměry Kapalně krystaly Detektory IČ záření	Termometrie Kontaktní termografie Termovize
Aktivní elektrické projevy	Elektrody	EKG EMG EEG ERG
Magnetické projevy	Kvantový magnetometr (SQUID)	MKG MMG MEG
Faktory vnitřního prostředí (pH,pO₂,pCO₂)	Elektrody	Monitorování vnitřního Prostředí

Tab. 2 - Zprostředkované biosignály [8]

Modulovaná veličina	Způsob modulace	Snímací zařízení	Diagnostická metoda
Rentgenové záření	Útlum (absorpce)	Fotografický film Fluorescenční stínítko Výp. technologie	Skiografie Skiaskopie CT
Jaderné záření	Rozložení aktivity Radionuklidu Emise fotonů Emise pozitronů	Scintilační detektory	Pohyb. scintigrafie Gama kamera SPECT PET
Viditelné záření	Odraz, lom světla	Oko Fotografická kamera Videokamera	Endoskopie Videoendoskopie
Ultrazvuk	Odraz Změna frekvence	Piezoelektrický měnič	Ultrasonografie Dopplerovské metody
Elektrický proud	Elektrická vodivost Elektrostimulace	Elektrody	Reopletysmografie Chronaximetrie
Elektromagnetické pole	Rezonanční radiofrekvenční impuls	Měřicí cívky	MRI

Zpracování biosignálu se skládá z několika fází. Snímání, zesílení a elektronická úprava, zobrazení a záznam naměřených hodnot. Ke snímání biosignálu slouží senzory a měniče. Elektrody snímají elektrické signály a u neelektrických signálů je senzor nahrazen měničem. Ten mění původní energetický impuls na elektrický signál. Kvalitu snímačů určuje citlivost, přesnost, rozsah a další vlastnosti.[8]

Přeměnu biosignálu popisuje zjednodušený princip diagnostického systému. Následuje zesílení a elektronická úprava, kde se signál zesílí a odstraní se nežádoucí signály. Dále je možno postupovat buď digitální, nebo analogovou cestou. V dnešní době se analogová část využívá jen pro snímání biosignálů. Digitální cesta se využívá pro možnost připojení výpočetní techniky. K tomuto převodu se použije A/D převodník, který spojitý signál přemění na diskrétní. Tomuto procesu se říká vzorkování a platí pro něj, že digitální část je přesnější, čím více je obsaženo vzorků v daném časovém úseku. Zobrazení a záznam naměřených hodnot je v dnešní době grafický nebo obrazový, a může být buď trvalý, nebo dočasný. Dočasný záznam jak obrazový, tak grafický se zobrazí na monitoru. Trvalý záznam lze uložit na disk a vytisknout pomocí tiskárny.[8]



Obr. 2 Zjednodušené schéma diagnostického měniče [8]

2.2.1 Parametry signálů EKG a EEG

Tyto informace jsou zásadní pro snímání signálu a pro jeho následné zpracování.

Tab. 3 - Parametry EKG a EEG signálů [9]

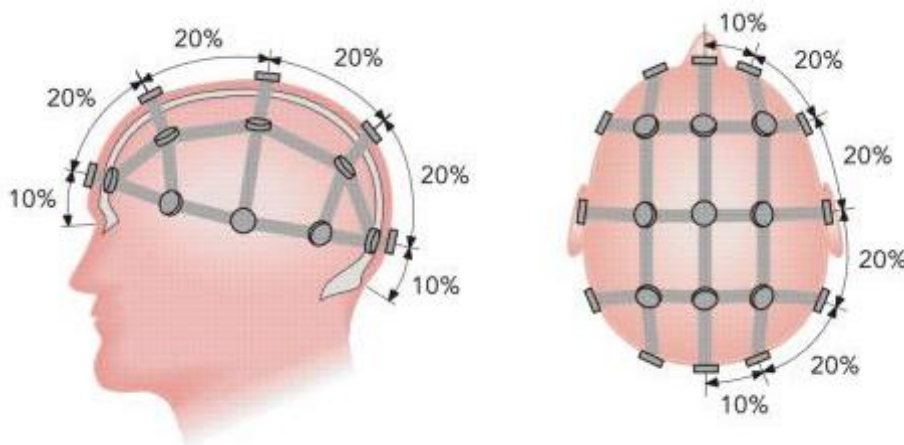
Biosignál	Napěťový rozsah	Frekvenční rozsah	Elektroda
Elektrokardiograf	0,5 – 5 mV	0,05 – 100 Hz	Plošná
Elektroencefalograf	2 – 200 μ V	0,5 – 200 Hz	Plošná
delta vlny		0,5 – 4 Hz	
théta vlny		4 – 8 Hz	
alfa vlny		8 – 13 Hz	
beta vlny		13 – 22 Hz	

3 Elektroencefalograf

Elektroencefalogramy zaznamenávají elektrické potenciály, které produkuje mozek. Od roku 1924, kdy Hans Berger popsal záznam rytmické elektrické aktivity z pokožky lidské hlavy, je EEG využíváno hlavně v klinické praxi. Jedná se o neinvazivní způsob diagnostikování a výzkumu činnosti mozkové aktivity. Velké uplatnění má EEG při vyšetření mozku v neurologii a v psychiatrii.[9][10]

3.1 Snímání signálu EEG

Při snímání signálu dojde k součtu všech elektrických aktivit, které sejme elektroda z povrchu hlavy. Pro umístění elektrod na povrchu lebky se využívá systému „10-20“, které vychází z definovaných výčnělků na lebce a následného dělení všech vzdáleností po 10 % a 20 %.[9]



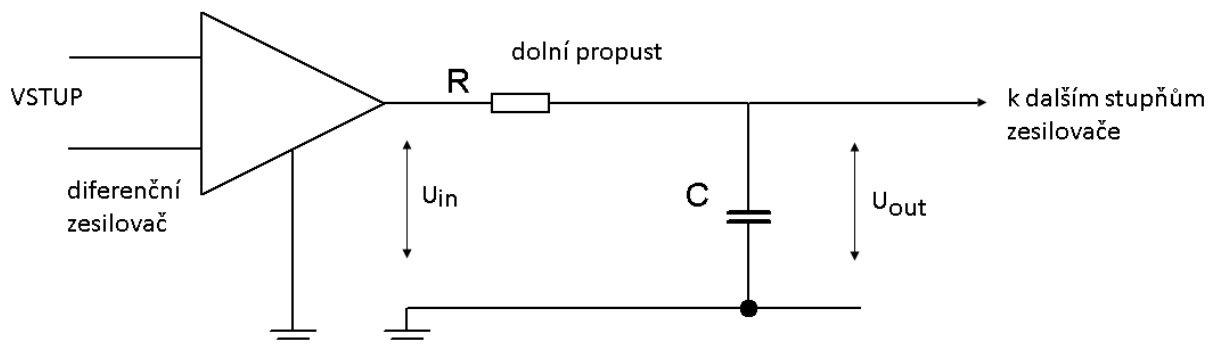
Obr. 3 Rozložení elektrod v systému „10-20“ (převzato z [11])

Elektrody EEG jsou buďto povrchové, nebo podkožní. Povrchové elektrody mají tvar kalíšku a jsou vyrobeny z platiny popř. cínu, nebo mají tvar terčíku, který je ze stříbra a je pokryt chloridem stříbrným. Kalíšky i terčíky jsou vyplněny vodivým gelem pro přenos elektrického signálu. Jedná se tedy o plovoucí elektrody. Přichycení elektrod k lebce se provádí buďto adhezivní páskou nebo speciální čepicí vytvořenou z pružné tkaniny, která obsahuje díry pro elektrody. Nejlepší kvalitu získaného signálu dosáhneme zavedením podkožní elektrody pod povrch kůže hlavy. V současné praxi se využívají v drtivé většině elektrody povrchové, neboť jimi získaný signál je pro analýzu dostačující.[9]

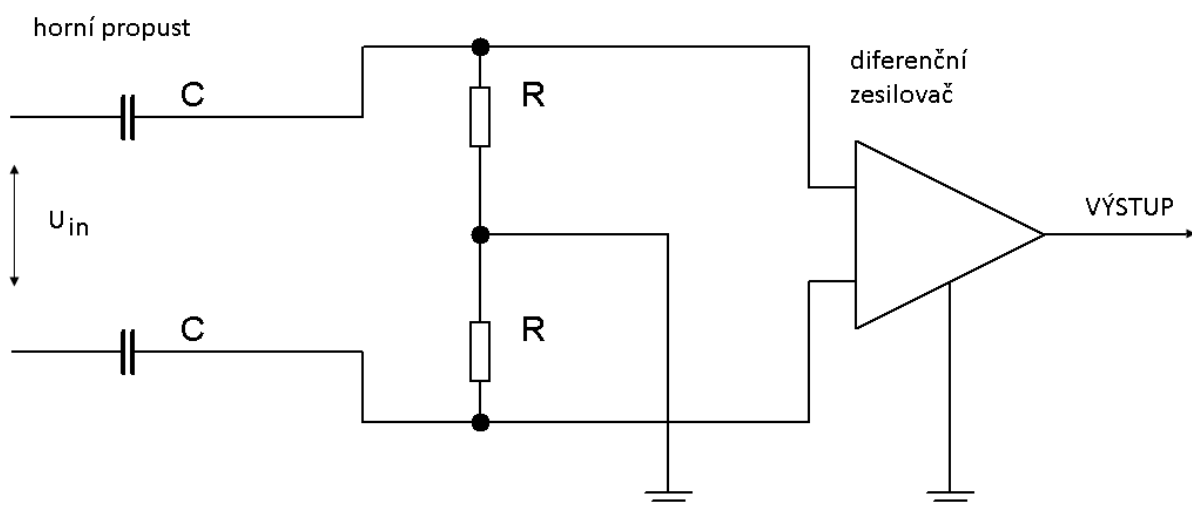
3.1.1 Princip funkce a konstrukce EEG

Všechny EEG systémy se skládají z elektrod, zesilovačů signálu (s odpovídajícími filtry) a záznamového zařízení. Vybavení pro záznam EEG aktivity může být jednoduché, ale i složité. Od 80. let se využívá číslicového zpracování signálu EEG. Celá elektronika je uložena v headboxu, který je umístěn blízko hlavy pacienta, aby došlo ke zkrácení vedení mezi elektrodami a headboxem. Celý princip funkce je graficky znázorněn v obr. č. 4.[9][10]

Po úspěšném osazení elektrodami je možné zesílením získat z jednotek μV až desítky μV . Značné zesílení signálu je nutné, aby měl přijatelnou úroveň na vstupu záznamového zařízení. Protože na záznam působí délka elektrodového vedení a elektrické rušení prostředí, kde se koná měření, jsou diferenční zesilovače s vysokou vstupní impedancí nutností pro kvalitní EEG záznam.[10]



Obr. 4 Vysokofrekvenční filtr EEG [9]



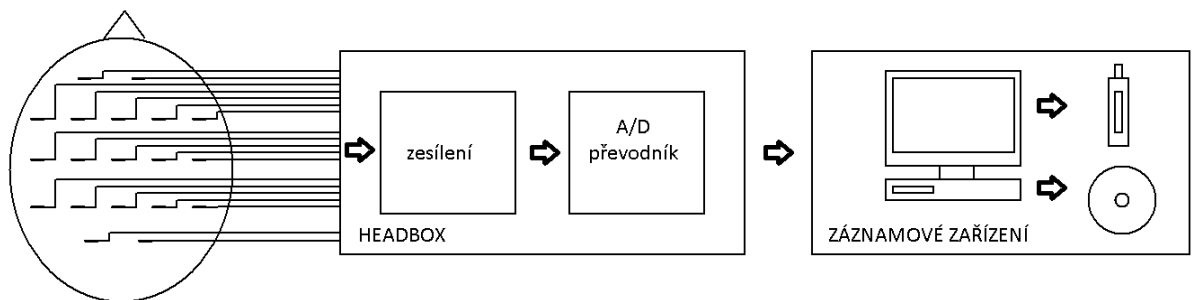
Obr. 5 Nízkofrekvenční filtr EEG [9]

Na vstup a výstup zesilovače jsou připojeny jednoduché paralelní a sériové RC filtry (obr. č. 4 a 5), které se používají od prvopočátku EEG, až do současnosti. Strmost přenosové charakteristiky je 6dB/okt. Pro odstranění rušení frekvencí sítě 50 Hz (popř. 60 Hz) se používají filtry se strmější přenosovou charakteristikou 18 dB/okt.[10]

Jako záznamové zařízení se dříve využívala obrazovka osciloskopu a pro zápis na papír bylo využito přímo písících galvanometrů s inkoustovým zápisem. V současné době je jako záznamové zařízení využíván počítač. Při využití počítačových systémů musí být jeden nebo více analogových kanálů pravidelně vzorkován v neměnných časových intervalech, tzv. vzorkovacích intervalech. Každý takový vzorek je převeden do digitální podoby analogově digitálním (A/D) převodníkem. A/D převodník je spojen s počítačovým systémem, který vzorek uloží do své paměti. Úroveň A/D převodníku určuje nejmenší amplitudy, které mohou být vzorkovány. Jako základní se používá 8 – bitový převodník, který má 256 úrovní. Vzorkovací frekvence musí bezpodmínečně splňovat Nyquistův teorém

$$f_{vz} \geq 2f_{max} , \quad (1)$$

což je v případě EEG více než 120 Hz. Dle technické konstrukce převodníku volíme 128 Hz nebo 200 Hz. Upravený číslicový signál je v podobě dat v počítači zpracován a přeměněn na grafický výstup.[9][10]



Obr. 6 Blokové schéma číslicového elektroencefalografu [9]

3.2 Počítačové zpracování získaného signálu EEG

3.2.1 Spektrální analýza

Nejrozšířenější způsob spektrální analýzy je Fourierova transformace. **Fourierova transformace (FT)** je matematická metoda, která se využívá k analyzování signálu. V obecném případě se jedná o vyjádření funkce popisující obraz v jiných proměnných pomocí integrální transformace.[12] Jde tedy o transformaci z časové oblasti do oblasti frekvenční. Je velmi důležité zvolit správný interval pro výpočet. Obecný Fourierův integrál:

$$f(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt. \quad (2)$$

Diskrétní Fourierova transformace (DFT) je využívána v diskrétní oblasti. Dostaneme ji, když nahradíme integrál integrálním součtem s dělením odpovídajícím periodě vzorkování T_1 . [12] Jedná se o výpočetně náročnou operaci. **Rychlá Fourierova transformace (FFT)** je efektivní algoritmus pro zrychlení výpočtu DFT. FFT se využívá ve farmakologickém výzkumu, dlouhodobém sledování stavu pacientů či hodnocení vývoje záznamů u dětí. Další možnou variantou spektrální analýzy je **metoda zhuštěných spektrálních kulis (CSA)**. Jedná se o metodu, kde je aktivita snímána v pevných úsecích a kontinuálně je transformována a zobrazována. Tohoto principu se využívá převážně v jednoúčelových několikakanálových přístrojích při sledování pacientova stavu u operací, na JIP nebo na ARO. FFT je možno využít i pro výpočty méně rozšířených postupů, jako je sledování koherencí nebo okamžitých frekvencí.[9]

3.2.2 Metoda „Brain mapping“

Ze skutečných hodnot naměřených na jednotlivých elektrodách, které jsou umístěny v gumové čepici, vzniká lineární interpolací mapa, která určí přesnou polohu elektrických výbojů mozkových nervových buněk. Při aplikaci této metody je vyžadováno použití referenční elektrody. Takto získaná mapa má stále stejnou vypovídací hodnotu jako při vizuální analýze. Analýza a digitalizace je následně provedena speciálním softwarem. Ten vyobrazí mozek jako trojrozměrnou barevnou mapu. Patologický nálezn je barevně odlišen od zdravé tkáně.[9]

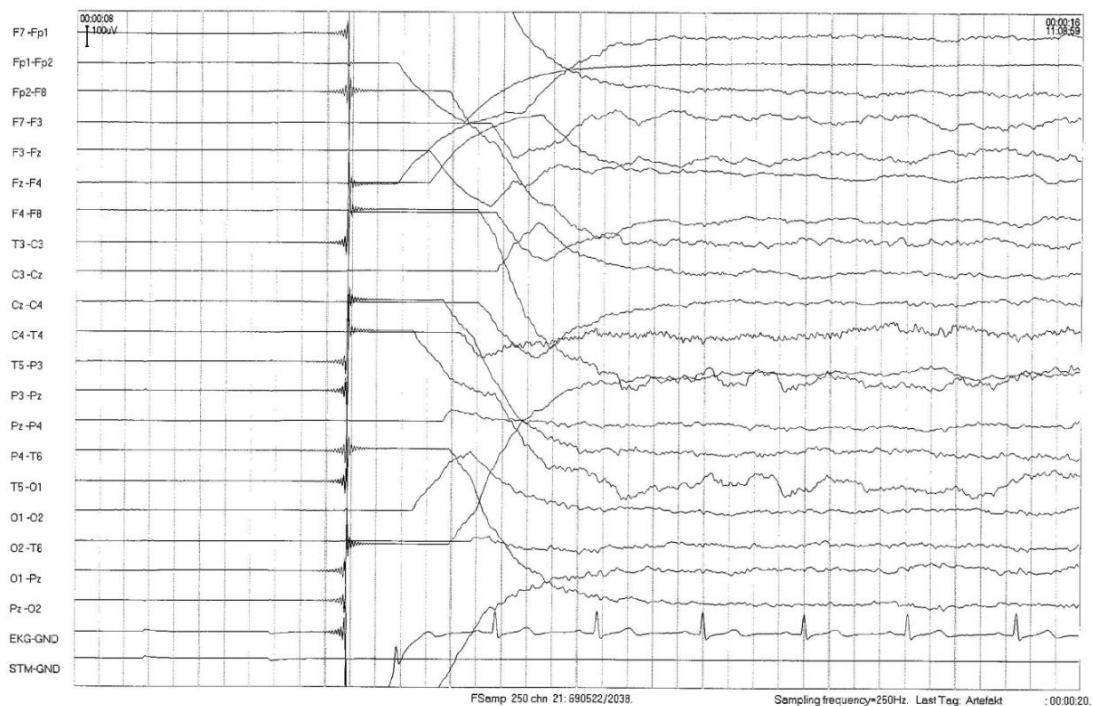
3.3 Signál EEG

3.3.1 Základní vlny v záznamu EEG

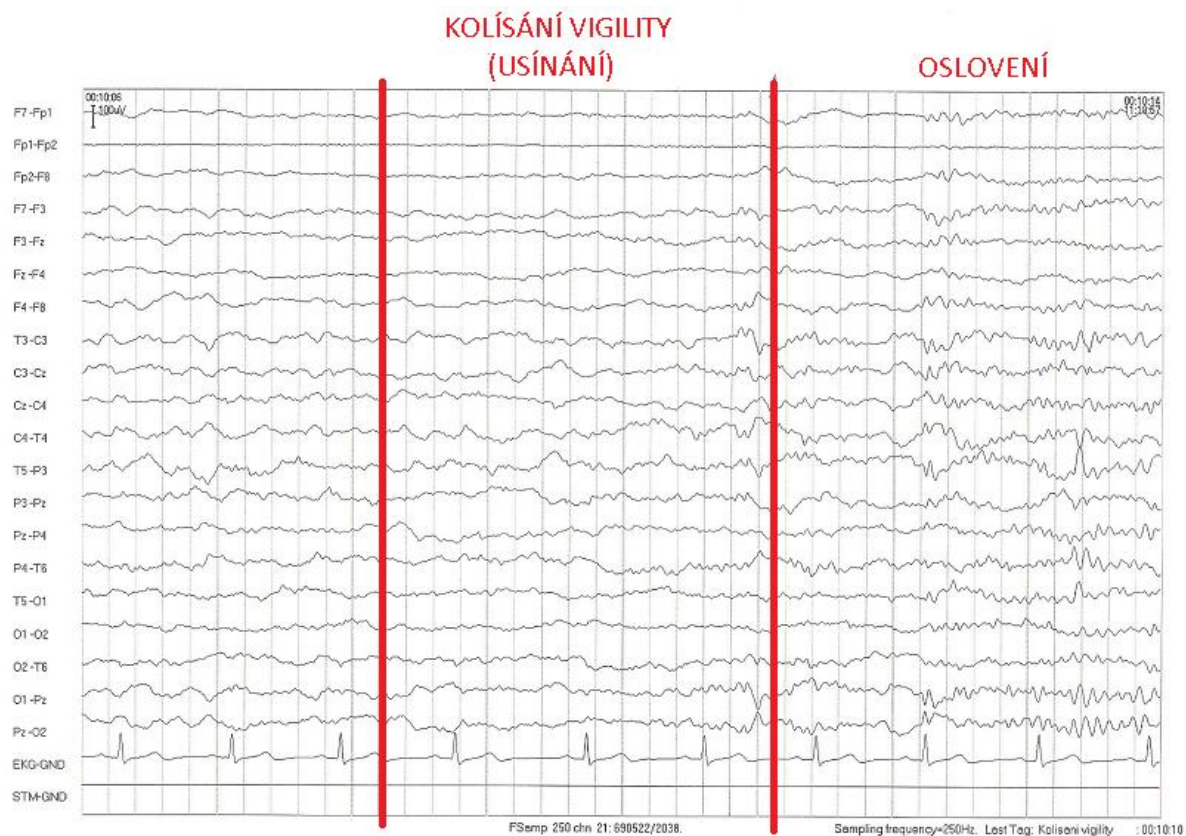
Vlny signalizují základní stavy mysli lidského mozku a rozdělují se podle frekvence mezi minimy nebo maximy do čtyř pásem: alfa, beta, théta a delta. **Alfa** vlny mají frekvenční rozsah 8 – 13 Hz a signalizují uvolněný, ale soustředěný stav člověka. Při tomto stavu dochází k podprahovému vnímání, kde si člověk neuvědomuje postup učení, ale jen jeho výsledek. **Beta** vlny mají frekvenční rozsah 13 – 30 Hz a jedná se o hladinu, ve které se člověk ocitá při bdělém stavu. Kolem maximálních frekvencí se ocitají agresivní pocity, stresové situace či strach. **Théta** vlny jsou ve frekvenčním rozsahu 4 – 8 Hz. Této hladiny dosáhneme za plné koncentrace. Patologicky jsou tyto frekvence spojeny s denním sněním, stavem úzkosti nebo deprese. **Delta** vlny jsou ve frekvenčním rozsahu 0,5 – 4 Hz. Delta vlny lze naměřit při velmi hlubokém spánku, nebo při maximálním myšlení. Patologicky se tímto pásmem lze setkat při stavu bezvědomí.[9][13]

3.3.2 Ukázka grafického výstupu měřeného signálu EEG

Na obr. č. 7, č. 8 a č. 9 je znázorněn průběh signálu při počátku měření, otevření očí či stavu usínání.



Obr. 7 Příklad grafického výstupu EEG signálu - počátek měření



Obr. 8 Příklad grafického výstupu EEG signálu – usínání, oslovení



Obr. 9 Příklad grafického výstupu EEG signálu – otevřené oči

4 Moderní vývojové trendy v oblasti elektroencefalografie

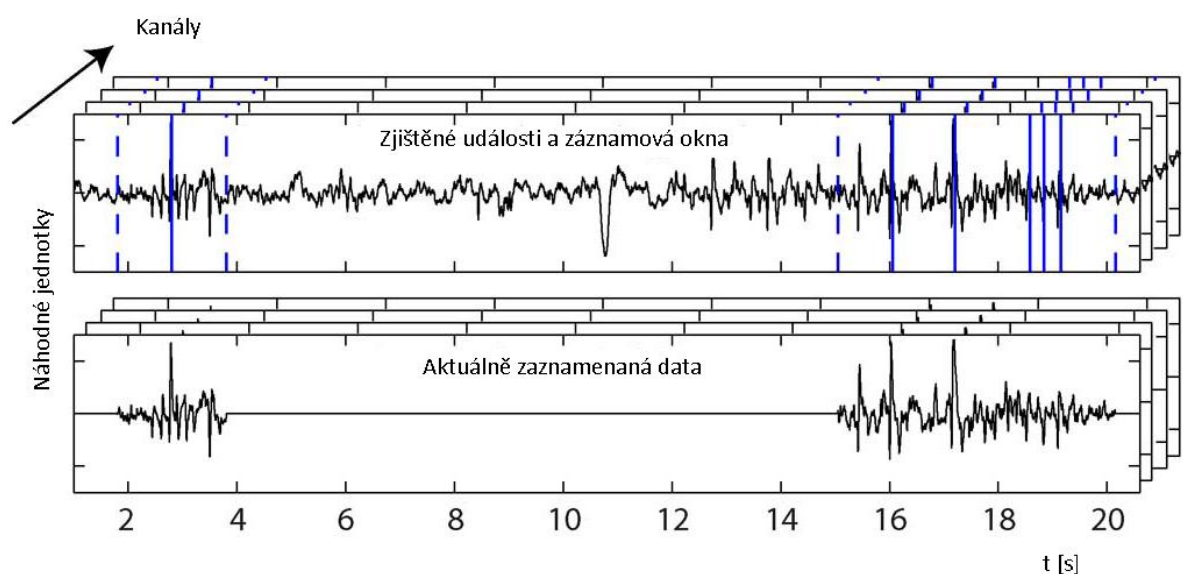
4.1 Redukční algoritmus pro detekci epilepsie

Přenosný přístroj EEG je klíčovým prostředkem pro správnou diagnostiku epilepsie. Snahou je, aby byl snímaný signál za pomoci nového algoritmu transformován tak, že bude přenášena pouze ta část, která je užitečná ke správné analýze.[14]

4.1.1 Cíle

Standardní ambulantní EEG jednotka může zaznamenávat až 32 kanálů se vzorkovací frekvencí 200 Hz a šestnáctibitovou úrovní. Z toho vyplývá rychlost přenosu dat 12,5 KB/s. Cílem online datové redukce je snížení času pro diagnostikování výsledků a snížení průměrné rychlosti přenosu dat, tak aby bylo spotřebováno co nejméně energie ze zdroje přenosného EEG zařízení.[14]

Zde popisovaná metoda je založena na nesouvislém pozorování na ambulantním EEG. Epileptická EEG křivka může být členěna do dvou fází, a to na iktální a interiktální. Iktální fáze je fáze záchvatová. Interiktální je fáze mezizáchvatová. Interiktální aktivita obvykle obsahuje jednotlivé události společně s normálními signály v pozadí. Když budeme zaznamenávat pouze iktální fázi a důležitou aktivitu interiktální fáze, může dojít k významné redukci dat. Tento postup je možný vidět na obrázku 10, kde jsou tři interiktální špičky, spolu s datovým oknem kolem nich, vymezeny pro přenos. Dojde i k odstranění falešných detekcí, což prezentuje další snížení spotřebované energie pro přenos.[14]



Obr. 10 Datová redukce mezi interiktálními fázemi [14]

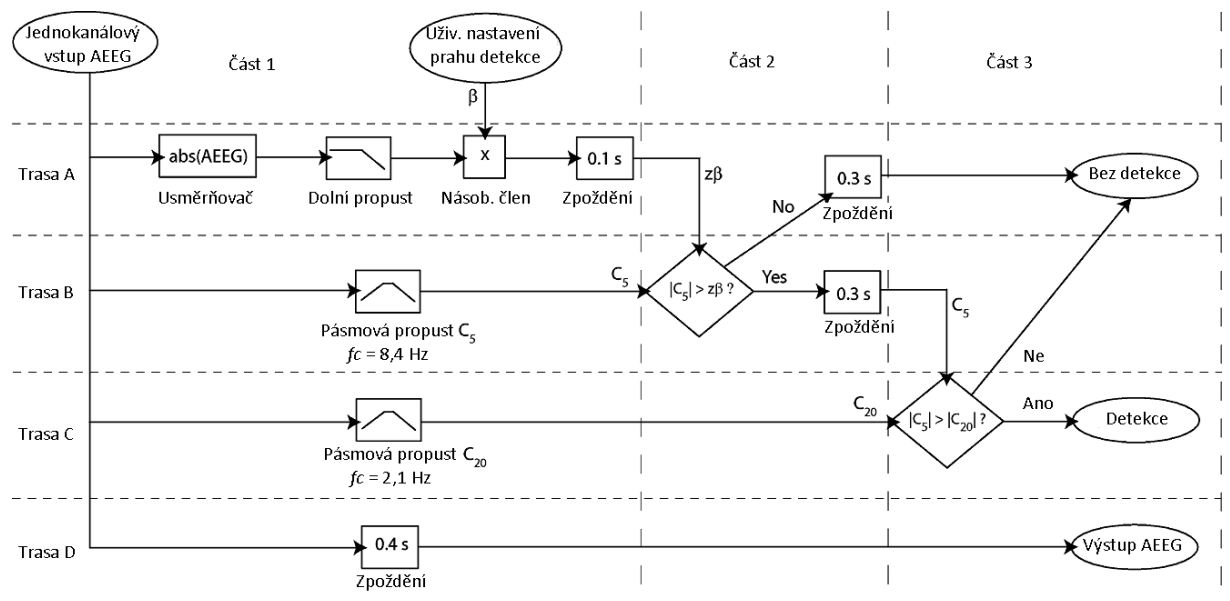
Cílem vývoje algoritmu byly velmi specifické požadavky:

- Musí detekovat události s přijatelnou přesností pro lékařské účely,
- musí pracovat v reálném čase,
- musí mít nízkou výpočetní složitost.

4.1.2 Realizace

Vytvořený algoritmus se skládá ze tří částí. Jeho blokové schéma je možné vidět na obrázku č. 11. První část algoritmu obsahuje tři časově spojitě filtry mající vliv na data na vstupu EEG. Tyto filtry tvoří tři trasy zpracování, A – C. **Trasa A** je využita pro normalizaci signálu a korekci široko úrovnňových amplitudových změn. Tato normalizace umožňuje pozdější užití pevného prahu detekce v algoritmu bez ohledu na amplitudu vstupního signálu. Vlnová transformace je lineární a normalizace vlnových koeficientů vyžaduje, aby výstup byl přímo úměrný amplitudě vstupního signálu. K tomu se využívá dvoucestný usměrňovač ($\text{abs}(A\text{EEG})$) za nímž následuje dolní propust, ze které vychází výstup z . Ten je poté násoben společně s uživatelsky nastaveným prahem detekce β . To poskytne uživateli možnost ovládat operace algoritmu. Cílem **trasy B**, jenž obsahuje pásmovou propust C_5 , je identifikovat možné špičky. V **trase C** je obsažena pásmová propust C_{20} , která slouží k nepropuštění artefaktů a možných falešných detekcí. Parametry pásmových propustí jsou:

- pro $C_5 - f_C = 8,4 \text{ Hz}$, kde f_C je střední frekvence,
- pro $C_{20} - f_C = 2,1 \text{ Hz}$. [14]



Obr. 11 Detailní blokové schéma redukčního algoritmu [14]

V druhé části je informace z filtru C_5 využita k tomu, zda možná špička splňuje porovnávací podmínku

$$|C_5| > |z\beta|. \quad (3)$$

Srovnání velikostí je provedeno za účelem detekování špiček různých polarizací. Dá se tedy říci, že je možný taktéž výpočet

$$\left(\frac{C_5}{z}\right)^2 = \beta^2, \quad (4)$$

kde poměr $(C_5/z)^2$ odpovídá normalizovanému vlnkovému výkonu.[14]

V třetí části je informace z filtru C_{20} využita k odstranění možných špiček přicházejících z části druhé. Je zde využito jednoduchého pravidla pro odstranění artefaktů a falešných detekcí. Toto pravidlo je možno vyjádřit porovnáním hodnot z filtru C_5 a C_{20} , jako

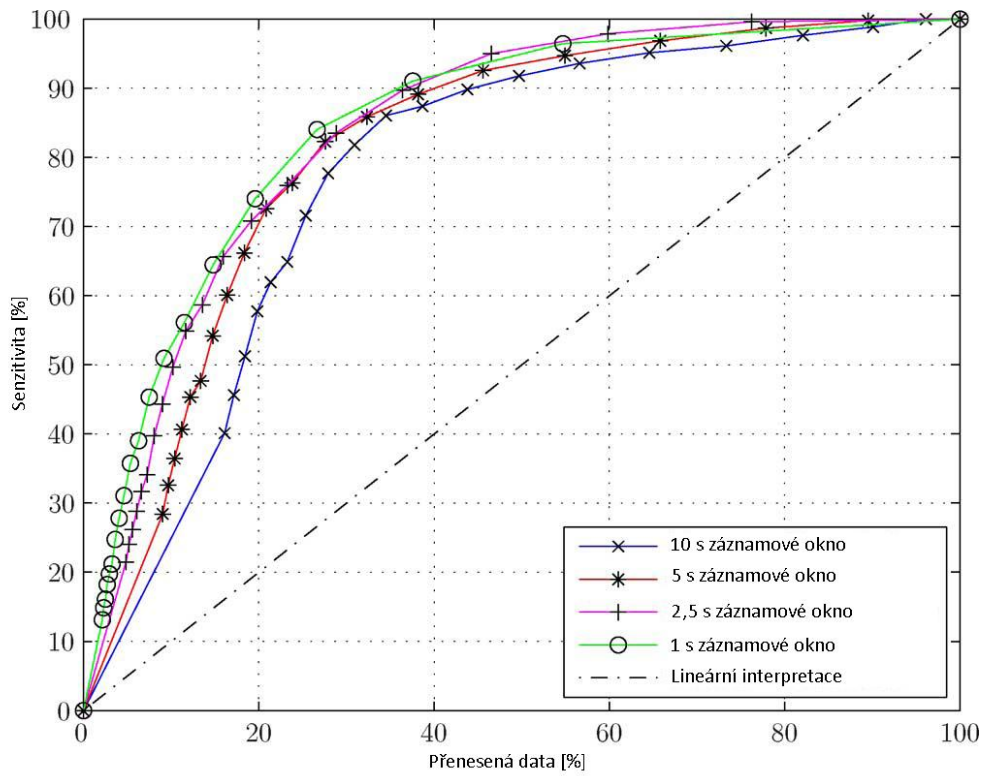
$$|C_5| > |C_{20}|. \quad (5)$$

Když jsou splněny podmínky (3) a (4), může být proveden záznam naměřených událostí. [14]

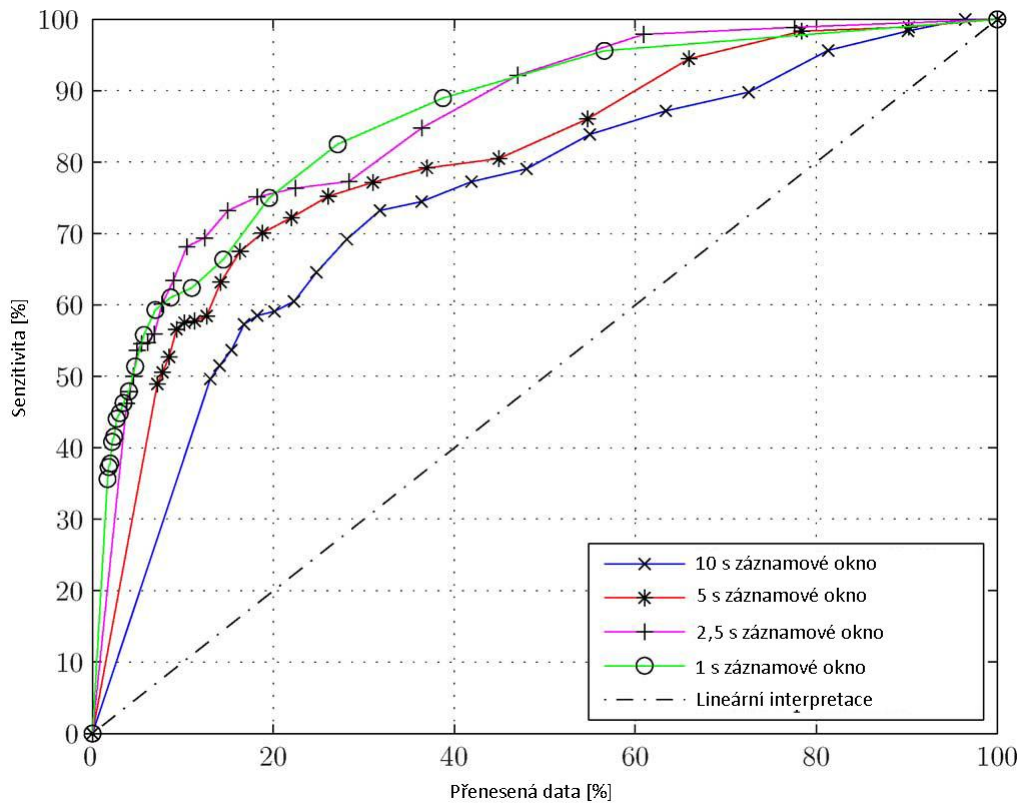
4.1.3 Zhodnocení

K testování byla využita skutečná data. Jednalo se o celkem 982 interiktálních událostí od osmnácti pacientů, které byly testovány po dobu čtyř dní. Všechny interiktální události byly označeny expertem z Národní společnosti pro Epilepsii ve Velké Británii s vysvětlením významu značek a s povolením druhé osoby. Při simulaci algoritmu pomocí MATLABu se zjistilo, že z 982 odborně označených událostí bylo během 4 dní správně zaznamenáno 90 % událostí.[14]

Obrázek číslo 12 ukazuje na dobrý výsledek průměrné interpretace senzitivity (citlivosti). Při využití všech záznamových oken je možné korektně zaznamenat více než 90 procent odborně označených událostí, když je odesláno pouze 50 procent z celkového záznamu EEG. Pro porovnání obrázek číslo 13 vyobrazuje vážený průměr poměru čas/událost. O složitosti algoritmu svědčí také to, že při použití online je 40 pomalejší, než když je simulován pomocí MATLABU na počítači s procesorem Intel Core 2 Duo a 3 GB RAM.[14]



Obr. 12 Interpretace algoritmu zprůměrováním celkové intenzity [14]



Obr. 12 Interpretace algoritmu užitím váženého průměru z poměru čas/událost [14]

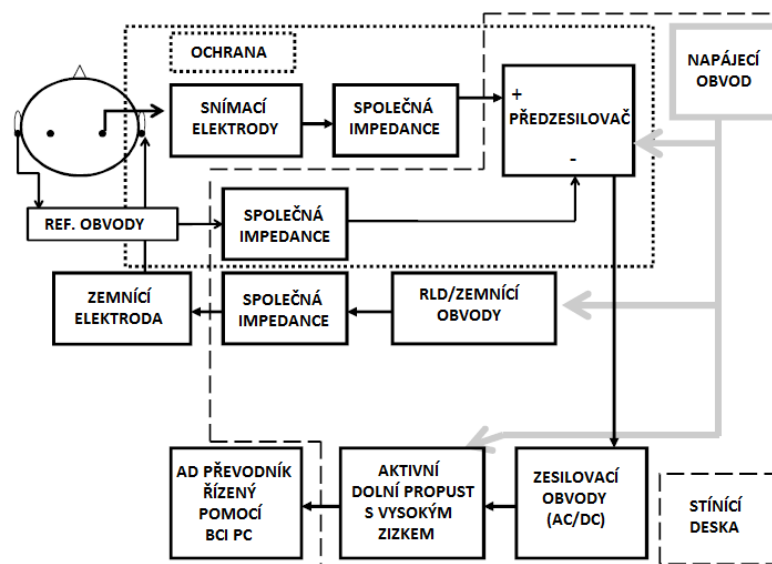
4.2 Mobilní EEG systém se suchými elektrodami

Systém je založen na biozesilovači, který je vhodný pro suché elektrody. Ten je navržen tak, aby na rozličných EEG kanálech byl stejný potenciál elektrod. Není tedy nutné oddělovat referenční svod pro každou elektrodu. Celý projekt je nazván *Penso*. Hodnocení projektu je zaměřeno na specifické otázky z oblasti BCI (Brain Computer Interface – Rozhraní mozek – počítač). Po zhodnocení lze obecně říci, že lze srovnat s ostatními EEG systémy. Hlavní hardwarové komponenty Pensa jsou:

- biozesilovač s ultra vysokou vstupní impedancí,
- nové suché elektrody využitelné pro dlouhodobé sledování stavu,
- bezdrátové připojení s nízkonapěťovým AD převodníkem vybaveným Bluetooth modulem.[15]

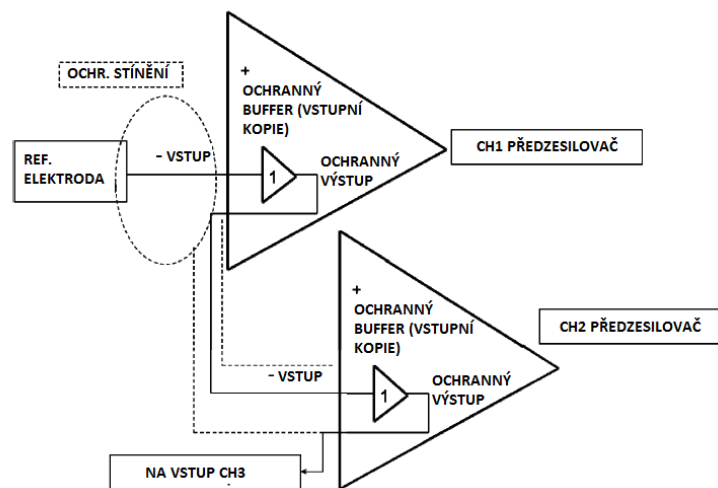
4.2.1 Penso

Na obrázku č. 13 je možno vidět blokový diagram navrhovaného EEG systému. Monopolární signály jsou měřeny na elektrodách a jsou odkazovány na společnou elektrodu umístěnou na levém ušním lalůčku. Zemní elektroda je umístěna na pravém ušním lalůčku. Zařízení je vybaveno speciálními obvody pro preventivní kontrolu mikro – šoků. Všechny obvody jsou napájeny bateriově a jsou pohyblivé vůči zemi, kde je svodový proud limitován hodnotou 200 nA.[15]



Obr. 13 Blokové schéma navrhovaného EEG systému [15]

Obvod obsahuje stínění z důvodu redukování elektromagnetických rušení vznikajících v kabelových vedeních elektrod a v předzesilovačích. Signály jsou digitalizovány ve 12 nebo 16 bitech po zesílení a následně jsou filtrovány a přeneseny do počítače pomocí Bluetooth rozhraní. Na obrázku č. 15 je možno vidět, že vedení mezi vstupem zesilovače a kůží je chráněný aktivním ochranným obvodem, který minimalizuje vznik šumu uvnitř vodiče. Zesilovač má nezávislý aktivní ochranný obvod pro každý vstup. Pro poskytnutí aktivních ochranných vlastností je potřeba změnit napětí přítomná v terminálu. To znamená, že může být využit pro kopii elektrodového signálu do jiných zesilovačů. Tím bude zajištěna stejná referenční elektroda pro vícesvodové EEG systémy. V Pensu je takto řešeno 8 kanálů.[15]

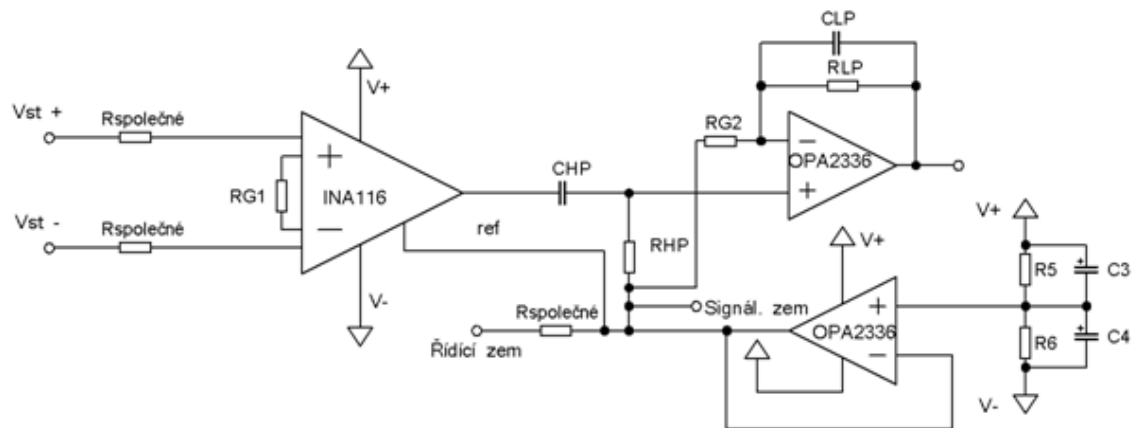


Obr. 15 Schéma vícekanálového vedení [15]

4.2.2 Implementace jednoho kanálu

Celkové schéma jednoho kanálu je možno vidět na obrázku č. 16. Burr-Brown INA-116 je přístrojový zesilovač využitý pro extrémně vysokou vstupní impedanci. Energii dodává NiMh baterie, s vysokou kapacitou, která je nastavena na 3,3 voltů. Virtuální zem je odvozena z baterie užitím napěťového deliče. Zisk předzesilovače může být nastaven na 6 kV/V při užití suchých elektrod nebo na 50 kV/V při užití zlatých nebo Ag/AgCl elektrod. INA-16 je navržen tak, aby pracoval při 9 V duálního napájení, ale díky nízké šířce pásma a malé amplitudě EEG signálu je možno využít jednoho napájecího zdroje s velikosti napětí 2 V. Mezní kmitočet pro horní propust je nastavitelný až na pět Hertzů. Druhá část zesílení a filtrování poskytuje dostatečný zisk a vysoké frekvenční potlačení přímých kmitů ADC. Mezní kmitočet dolní propusti je maximálně sto Hertz. Využitím nejkvalitnějších komponentů dosáhneme na šířku pásma od 0,38 – 44 Hz ($\pm 5\%$). Zesílení v druhé části je

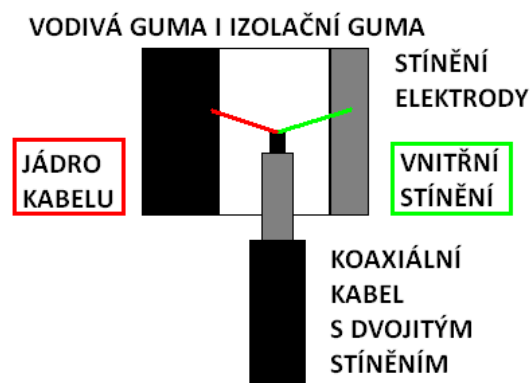
dosaženo zařazením velmi kvalitního zesilovače OPA2336 od společnosti Burr-Brown.[15]



Obr. 16 Schéma jednoho kanálu EEG [15]

4.2.3 Suchá elektroda

Ultra vysoká vstupní impedance biozesilovače umožňuje využití nového druhu pasivních suchých elektrod. Elektroda je vyrobena z jeden a půl milimetru silné vodivé silikonové gummy ve tvaru disku o průměru 8 milimetrů. Aktivní strana elektrody je vodivě spojena, přes vrstvu izolační silikonové gummy s metalickým stíněním vodiče, do aktivního ochranného stínění. Impedance takto vzniklých elektrod je při 100 Hz více než 20 M Ω a parazitní kapacitance není větší než 2 pF. Laboratorní testy dokázali, že tolerance 20% z hodnoty impedance elektrod byla splněna.[15]



Obr. 17 Schéma pasivní suché elektrody [15]

4.3 Bezdrátový headset s nízkou spotřebou energie

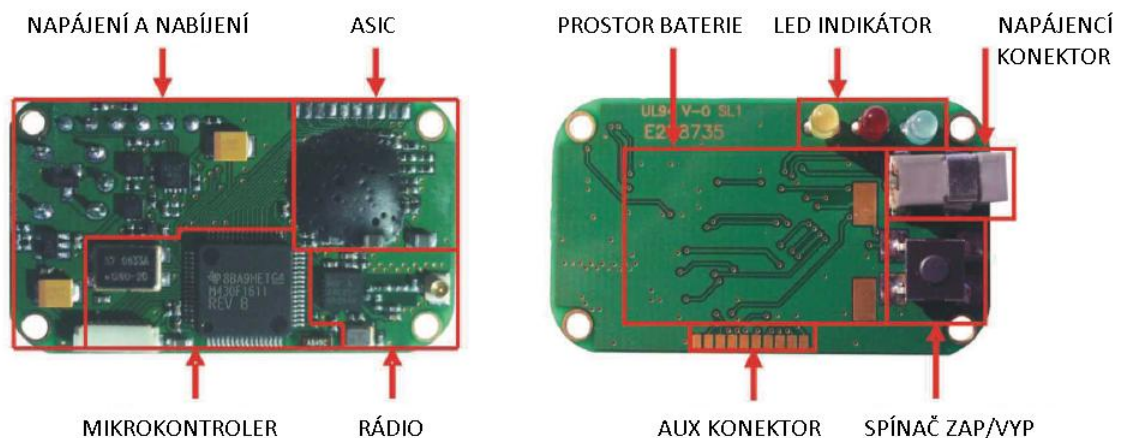
Mikro- a nano-technologie umožnily vývoj menších a chytřejších zařízení jak v oblasti medicíny, tak v oblasti běžného života. Obrovský rozvoj v oblasti monitorování EEG signálu vydělal cestu k bezdrátovému snímacímu zařízení. Zde popisovaný bezdrátový snímač s nízkou spotřebou využívá osmikanálového EEG ASIC a je umístěn v headsetu.[16]

4.3.1 Osmikanálové EEG ASIC

Jedná se o zařízení s ultra nízkou spotřebou využívající se pro malé a autonomní EEG systémy. Skládá se z osmi snímacích kanálů se společným referenčním vstupem. Zesilovač s vysokým výkonem a nízkou spotřebou je využit jako předzesilovač jednotlivých kanálů. Zisk, šířka pásma a vzorkovací frekvence jsou digitálně nastavitelné. Vzorkovací frekvence může být nastavena na 500 Hz nebo 1000 Hz. Výstupy z kanálu jsou multiplexovány a postupně digitalizovány jedenáctibitovým AD převodníkem. Při standardním měřícím modu ASIC spotřebuje 240 μ W.[16]

4.3.2 Bezdrátový EEG snímač

Platforma snímače se skládá z: EEG senzoru ASIC, mikrokontroléru, rádia a napájecího obvodu. Využívá se zde mikrokontroler MSP430F1611 od Texas Instruments. Ten má za úkol řídit digitální nastavení a spuštění ASIC. Rádio značky Nordic nRF24L01 pracuje s frekvenčním pásmem 2,4 GHz. Napájení je zajištěno pomocí 140 mAh Li-Ion baterie.[16]



Obr. 18 Platforma bezdrátového EEG snímače [16]

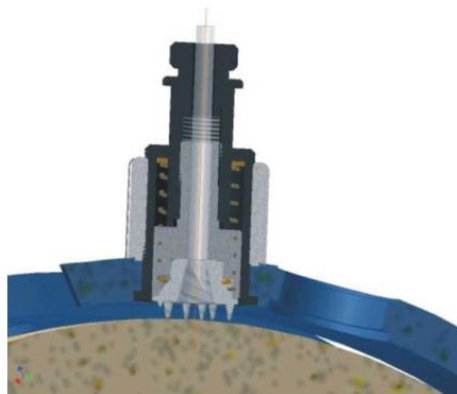
4.3.3 Bezdrátový EEG headset

Platforma bezdrátového snímače je integrována do nositelného headsetu pro umožnění rychlého a méně náročného monitoringu EEG signálu. V headsetu jsou integrovány elektrody na předdefinovaných pozicích, stejně jako referenční a zemnicí elektrody. To umožňuje rychlejší a lehčí uživatelské nastavení. Je ho možné využívat v tzv. EEG čepicích. Hlavní vlastností headsetu je, že využívá elektrod, které nepotřebují vodivý gel ani úpravu pokožky hlavy. Kontakty elektrody jsou potaženy Ag/AgCl. Tyto elektrody byly vloženy do speciálně navrženého elektrodového pouzdra spojující elektrodu s headsetem a poskytují signálový přenos.[16]



Obr. 19 Bezdrátový EEG headset (převzato z [16])

Elektroda je připojena k elektrodovému pouzdru prostřednictvím kloubového propojení. Elektrodové pouzdro se skládá z cylindrického metalického elektrodového držáku, který se může pohybovat nahoru a dolů pomocí pružiny. Elektrodové pouzdro je upnuté do headsetu vodivou kovovou podložkou a plastovým šroubkem. Signálový vodič je připojen ke kovové podložce. Signál se proto detekuje elektrodou, prochází skrz elektrodové pouzdro po pružině až do signálového vodiče. Využívá se zde magnetického spojení a pružiny. Elektroda má sklon 30 stupňů a 7 milimetrů prostor pro vertikální pohyb mezi pokožkou hlavy a headsetem. Ukázka elektrodového pouzdra je na obrázku číslo 20.[16]



Obr. 20 Elektroodové pouzdro (převzato z [16])

4.3.4 Hodnocení systému

Systém je dále optimalizován, aby byl co nejvíce snížen šum a spotřeba energie. Momentálně jsou k dispozici tři nastavení, která vycházejí z rozdílných vzorkovacích frekvencí.[16]

Tab. č. 4 Nastavení bezdrátového snímače [16]

Parametr	Nastavení 1	Nastavení 2	Nastavení 3
Vzorkovací frekvence	1024 Hz	512 Hz	256 Hz
Šířka pásma	0,5 – 375 Hz	0,5 – 210 Hz	0,5 – 128 Hz
Spotřeba	12 mW	8 mW	6 mW
Vstupní šum	66 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	70 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	77 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Zisk	4000		
Rozlišení	244 nV/bit		
Mód	Nabíjení		
Komprese	Ne		

Systém je plně charakterizován z hlediska aplikace, šířky pásma, rušení, spotřeby energie a dalších parametrů v tabulce č. 4. Dále bylo provedeno měření při skutečných situacích. Hlavním cílem bylo určit, zda by se měl používat k headsetu vodivý gel, či nikoliv. Měření se prováděla na headsetu, klasických EEG elektrodách s vodivým gelem a na klasických EEG elektrodách bez vodivého gelu. Impedance headsetu bez gelu byla nejvyšší.[16]

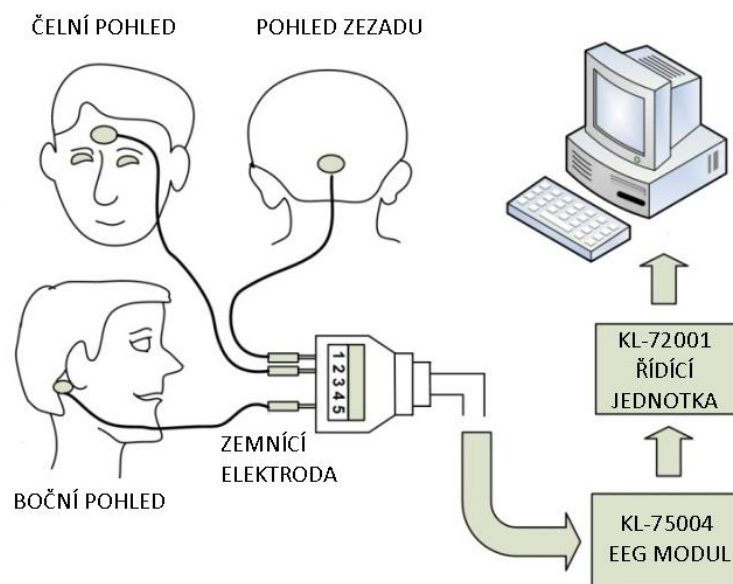
Celkově se bezdrátový headset ukázal jako spolehlivé kontrolní zařízení. Při monitoringu se zmenšil vliv rušení způsobený pohybem pacienta. Bylo také prokázáno, že suché elektrody mohou snímat signál porovnatelný se signálem gelových elektrod.[16]

4.4 Ovládání osvětlení pomocí EEG

Tato metoda využívá EEG k ovládání osvětlení. Využití najde u lidí s pohybovými obtížemi, ale i u lidí s jiným postižením. Systém reaguje na trojnásobné mrknutí. Funkčnost systému byla zkoušena užitím záznamů EEG signálu z počítače, odkud byla data následně transformována do systému přes datovou kartu.[17]

4.4.1 Zpracování signálu a složení systému

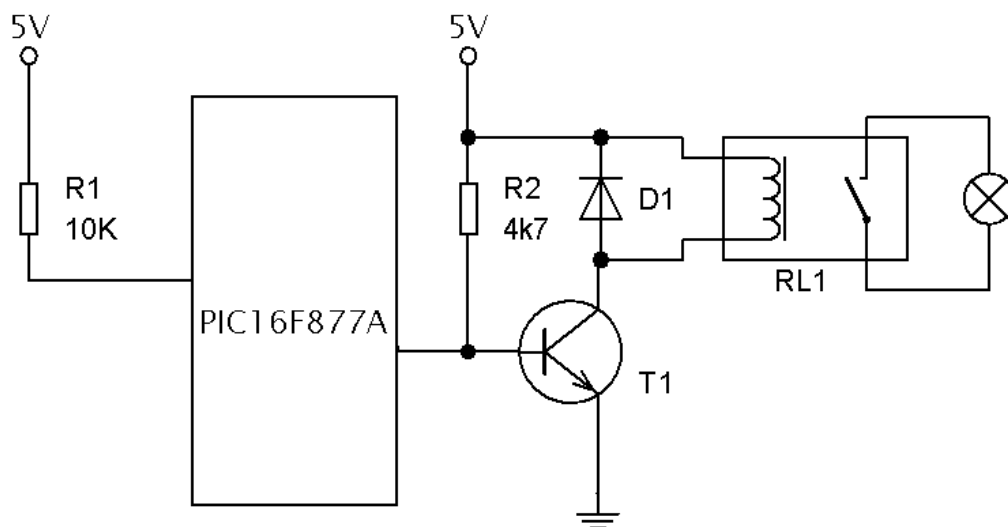
EEG signál byl zaznamenán u deseti pacientů pomocí tří elektrod. Rozmístění elektrod je možno vidět na obrázku číslo 21. Na každou elektrodu byl aplikován elektricky vodivý gel a před umístěním elektrod byla ošetřena pokožka pacientovy hlavy. K snímání signálu byla využita řídicí jednotka KL-72001 a EEG modul KL-75004, který byl připojen k počítači přes rozhraní RS-232.[17]



Obr. 21 Snímání a zpracování signálu [17]

Samotný řídicí systém se skládá z mikrokontroleru PIC16F877A a světelného okruhu. Ten je tvořen tranzistorem, diodou, relátkem a žárovkou. Kompletní zapojení je schematicky znázorněné na obrázku číslo 22. Uložená data EEG signálů byla poslána do mikrokontroleru přes datovou sběrnici. Program napsaný v jazyce Visual Basic byl použit k transformaci formátu dat mezi počítačem a mikrokontrolerem. Ke kontrole správného zobrazení EEG signálu je na výstupu datové sběrnice připojen osciloskop. Záznam EEG je složen z úmyslných a nenucených mrknutí. Mrkání po dobu čtyř vteřin slouží k aktivování světelného okruhu. Jako detektoru mrknutí je využíváno programu v jazyce C. Program byl nejdříve vyzkoušen, zda amplituda EEG signálu nepřekročila maximální nebo minimální hodnotu

napětí. Když program detekuje tři mrknutí v rozmezí čtyř vteřin, je vyslána logická jednička z výstupu mikrokontroleru a tím dojde v relé k sepnutí spínače.[17]



Obr. 22 Celkové zapojení světelného okruhu [17]

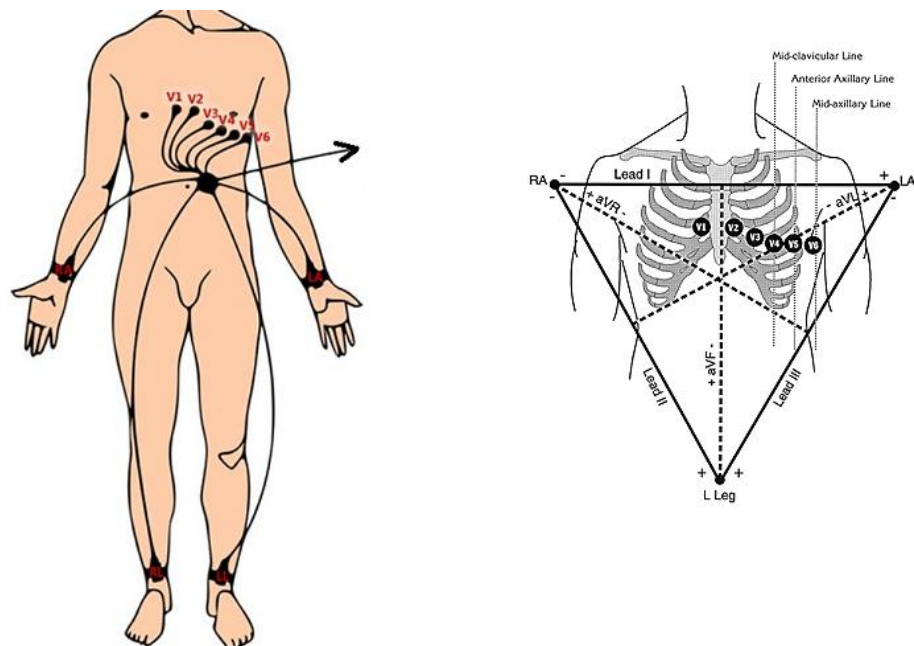
5 Elektrokardiograf

Elektrokardiogram je záznam z povrchu lidského těla, který zobrazuje elektrickou aktivitu tvořenou srdcem. Elektromagnetické pole v okolí srdce vzniká postupem elektrického vzruchu srdečních tkání a časově proměnného rozhraní mezi aktivovanou a klidovou tkání.[18][9]

5.1 Snímání signálu EKG

Pro správné snímání a vyhodnocení signálu je definován svodový systém. Ten je buďto dvanáctisvodový nebo ortogonální. Standardní dvanáctisvodový systém se skládá ze čtyř končetinových a šesti hrudních elektrod. Končetinové elektrody tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník, kde jsou elektrody umístěny na pravé a levé ruce nad zápěstím a levé a pravé noze nad kotníkem. Elektroda na pravé noze slouží jako referenční.[9]

V 30. letech přišel F. N. Wilson s možností unipolárního záznamu a definoval referenční bod. Ten byl aritmetickým průměrem tří končetinových svodů. Unipolární hrudní svody symbolizují napětí mezi elektrodami na hrudi vůči referenčnímu bodu.[18][9]



Obr. 23 Standardní dvanáctisvodový systém a Einthovenův trojúhelník s hrudními svody (převzato z [19][20])

Elektrody pro snímání elektrického potenciálu srdce jsou nejčastěji končetinové elektrody kovové velkoplošné. Ty jsou vyrobeny ze slitiny zinku, mědi a niklu. Ta se přikládá přímo na kůži pacienta. Pro lepší vodivostní spojení s lidským tělem se elektroda navlhčuje

elektronovým gelem nebo polarizační pastou. Pro krátkodobé snímání hrudních svodů se využívají přísavné elektrody. Mají tvar duté polokoule a k tělu jsou přisáty podtlakovým balónkem. Je možno využít i plovoucích elektrod vyrobených z kovové keramiky se stříbrem a pokovených chloridem stříbra. V plastovém pouzdře jsou nasazeny vykulené terčíky s prostorem pro gel. Tyto elektrody se dají využít i pro dlouhodobější sledování. K tělu jsou fixovány pomocí oboustranné adhezivní pásky. Na obrázcích jsou reálné fotografie končetinových a přísavných elektrod.[9]



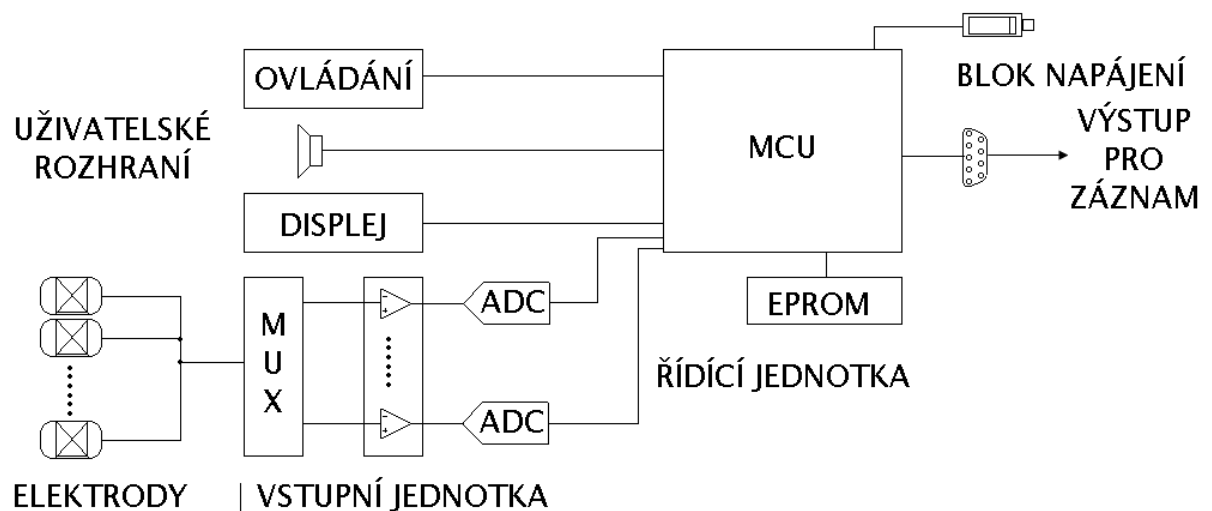
Obr. 24 Končetinové elektrody



Obr. 25 Přísavná elektroda

5.2 Princip funkce a konstrukce EKG

Elektrokardiograf je určen pro realizování snímání a registrování akčních potenciálů srdce. Funkční a konstrukční řešení je omezeno bezpečnostními a funkčními požadavky, které musí přístroj bezpodmínečně splňovat. Tedy využitá elektronika pro snímání a zpracování akčních potenciálů srdce musí potlačovat všechny soufázové rušivé signály a stejnosměrná soufázová i rozdílová napětí. Velký důraz je také kladen na dodržení vhodného pásma propustnosti při zesilování signálu, tak aby byly dostatečně odstraněny superponované rušivé rozdílové střídavé signály. Při této volbě nesmí dojít ke zkreslení tvaru jednotlivých složek signálu. Velmi důležité parametry, na které je nutno při návrhu brát zřetel, jsou např.: dostatečný dynamický rozsah pro různé amplitudy signálu, nízký vlastní šum zesilovače či dostatečná vysoká vstupní impedance. Záznamové zařízení musí mít co nejpřesnější rozlišovací schopnost s vysokým poměrem kontrastu. Největší důraz je kladen na bezpečnost pacienta a obsluhy. Po splnění těchto aspektů lze formulovat obecné schéma zapojení EKG přístroje.[9]



Obr. 26 Obecné schéma elektrocardiografu [21]

5.2.1 Vstupní jednotka

Vstupní jednotka musí být schopna zpracovat signál nízké úrovně z jednotlivých elektrod a efektivně potlačit rušivé signály vzniklé při měření pacienta. Konstrukční provedení bude jiné, bude-li se jednat o jednokanálový nebo vícekanálový přístroj. Pro správnou funkci vstupní jednotky je nutno dodržet tyto parametry:

- dynamický rozsah vstupního napětí – od $\pm 20 \mu\text{V}$ do $\pm 5 \text{ mV}$,
- amplitudová kmitočtová charakteristika – $f_D = 0,05 \text{ Hz}$, $f_H = 250 \text{ Hz}$, kde f_D je dolní mezní frekvence a f_H horní mezní frekvence,

- odezva na impulzy kardiostimulátoru – 5 mV až 50 mV,
- vstupní impedance – při $f = 10$ Hz minimální velikost $Z_1 = 2,5 \text{ M}\Omega$, kde Z_1 je vstupní impedance a f frekvence,
- filtr pro potlačení svalových akčních potenciálů – $f = 35 - 45$ Hz se strmostí -6dB/okt,
- potlačení soufázového signálu síťového kmitočtu – potlačí vstupní signál o 89 dB,
- unikající proudy – nesmí překročit hodnotu $10 \mu\text{A}$. [9]

Moderní EKG přístroje využívají třinácti jednopólových zesilovačů a šestnáctibitových A/D převodníků. To vše v útrokách malého přívodního vodiče nebo zesilovací části vedení. Výsledný signál je opticky izolovaný a odesláný přes vysokorychlostní sériový port do řídicí jednotky. [18]

5.2.2 Řídicí jednotka

Řídicí jednotka je základním funkčním blokem EKG. Řídí kompatibilitu ostatních funkčních obvodů a zprostředkovává spojení mezi přístrojem a uživatelem, který přístroj obsluhuje. Řídicí jednotka sestává z mikropočítačů a mikrokontrolérů. Obvykle zde bývá dvaatřicetibitový procesor a digitální signálový procesor zprostředkovávající veškeré výpočty a generující data pro tištěnou zprávu. Každý funkční blok má svůj vlastní kontrolér, a proto je vyžadován „real – time multitasking“ pro správnou koordinaci veškerých systémových funkcí. Současně se získáním dat dochází k automatické interpretaci EKG. Proto jsou tyto programy využívající složitých metod nadále zdokonalovány. [18][9]

5.2.3 Blok napájení

Blok napájení a jeho funkční a bezpečnostní parametry určují celkovou úroveň a kategorii bezpečnosti přístroje. Bezpečnostní požadavky na přístroje lékařské techniky jsou mnohem přísnější než např. u přístrojů spotřební elektrotechniky. Dříve se využívala třída ochrany II. V současné době je výlučně využívána třída ochrany I, což je povinné ochranné uzemnění přístroje. To vše v kombinaci s dokonalým galvanicky izolovaným systémem vstupních obvodů spojených přímo s tělem pacienta. EKG využívají k napájení spínací zdroje nejen pro sekundární používaná napětí, ale i pro primární napětí síťové. Tato technologie umožnila mnohonásobné zvýšení celkové účinnosti napájecího bloku a taktéž jeho odolnosti proti kolísání síťového napětí. Součástí napájecích bloků u přístrojů využívajících alternativního napájení z vestavěných akumulátorů bývají obvody pro kontrolu stavu akumulátorů. Tím se předchází zmenšování kapacit tzv. paměťovým efektem, čímž dojde prodloužení životnosti akumulátoru a udržení jeho konstantní kapacity. [9]

5.2.4 Blok pro záznam a zobrazení

Blok pro záznam a zobrazení má co nejdříve realizovat signál EKG. Záznam je doplněn o identifikační informace v souvislosti s pacientem, obsluhou, registrovanými svody atd. Zastaralé metody záznamu byly prováděny většinou otočnou ručkou na speciální papír sloužící pro záznam. Využívalo se transformace otočného pohybu cívky, která byla napájena elektrickým signálem a umístěna v elektromagnetickém poli, na výchylku psací ručky. V současné době je nejčastěji využíváno zápisu řádkovou termohlavou na termoreaktivní papír. Princip zápisu termohlavou je v tom, že obsahuje miniaturní odporové prvky seřazené v jedné přímce. Při působení proudového impulsu na odporový prvek dojde k jeho rozžhavení. Při dotyku odporového prvku s termoreaktivním papírem dochází k barevné reakci v místě dotyku. Vedle těchto odporových prvků je součástí odporové hlavy i řídicí a spínací logika k jejich ovládnutí. Vůči řídicí jednotce se termohlava se chová jako registr s datovým a hodinovým vstupem, do kterého je zapisování informace v binární podobě o realizovaném řádku. Součástí elektronické výbavy termohlavy jsou i inhibiční obvody, které blokují samovolné sepnutí při přivedení síťového napětí a termistorový spínač pro kontrolu jejího přehřívání. I přes to, že je proces žhavení proveden v řádu několika milisekund, je snaha o jeho zrychlení. Toho lze dosáhnout tzv. předžhavovacími impulsy, které společně s hlavními impulsy zajistí rychlejší tepelnou odezvu aktivovaného bodu. Pro samotné zobrazení signálu a dalších informací se využívá většinou LCD displejů, které jsou implementovány do samotného EKG přístroje.[9]



Obr. 27 Fotografie EKG přístroje (typ BTL – 08 – MT PLUS ecg)

5.3 Zpracování signálu EKG

Tvar signálu EKG je reprezentován charakterem šíření podráždění srdečních tkání. Pro zpracování signálu je nejdůležitější odstranit, popřípadě dostatečně potlačit šumy, tak aby byl co nejdůvěryhodnější pro rozměření a následnému stavu diagnózy. Dále je potřeba určit srdeční frekvenci a nalézt základní vlny a kmity, jejich hranice, maximální velikosti úrovní a polaritu. EKG signál má spojitý charakter. Pro následné zpracování je nutno, aby byl převeden na číslicový. Vzorkovací frekvence i kvantovací krok se volí v závislosti na kmitočtových vlastnostech signálu, maximální přípustné chybě vyjádření signálu a cíli zpracování. Pro morfologickou analýzu krátkodobého EKG je volena vzorkovací frekvence $f_{vz} = 500$ Hz a kvantovací krok $q = 5$ μ V. V případě analýzy drobných rychlých oscilací před komplexem EKG a za komplexem se vyskytují frekvence dosahující až 400 Hz. Zde je volena $f_{vz} = 1$ kHz a kvantovací krok $q = 5$ μ V. Technologický rozvoj míří k používání vyšších vzorkovacích frekvencí a menšího kvantovacího kroku.[9]

5.3.1 Filtrování

Nerušný a ničím nezkreslený signál lze získat nejlépe řádným uzemněním elektrokardiografu, zmenšením rozměrů indukčních smyček a zamezením možného pohybu snímacích elektrod. Přípustné zkreslení je definováno pro každý způsob a zpracování rozdílně. Nejobecnější vyjádření přípustného zkreslení je podle pravidla, že odchylka zpracovaného nezarušeného signálu EKG od jeho lineární reprezentace nemá překročit 25 μ V, pokud se jedná o signál do velikosti 0,5 mV. Pro signál s úrovní větší než 0,5 mV je rozdíl 5%. Toto platí pro vizuální analýzu. Pro počítačovou analýzu nesmí být rozdíl mezi zpracovaným signálem a lineární reprezentací větší než 10 μ V. V případě, že je úroveň signálu větší než 0,5 V, je rozdíl 2 %.[9]

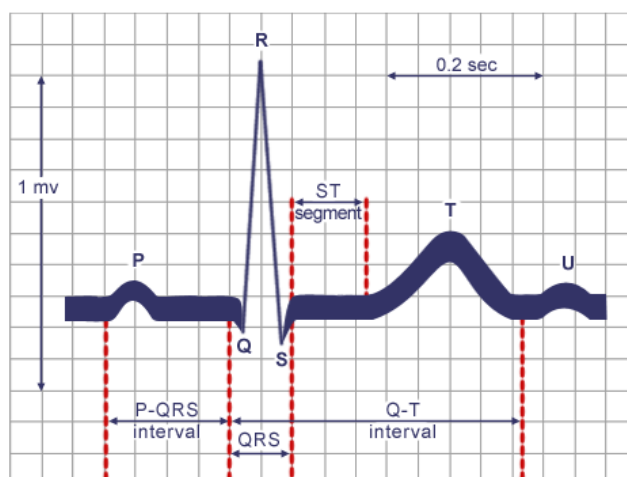
Odstranění driftu (kolísání) izoelektrické linie, „což je rovná čára na elektrokardiogramu, která se zapisuje v nepřítomnosti elektrického proudu v srdečním svalu“[22], se provádí optimální volbou horní propusti. Snahou je horní propust vytvořit, tak aby byl následný výpočet pro filtraci signálu co nejjednodušší. Vhodnou volbou je v tomto případě zavedení Lynnovy horní propusti.[9]

5.3.2 Detekování vln

Komplex QRS je nejvýraznější útvar v průběhu signálu (Obr. č. 28). Jeho detekování je základní procedurou veškerých počítačových analýz. Většinou je na ní závislá kvalita celkových výsledků. Při tomto postupu je nutno určit v signálu referenční body. Detektory QRS signálu se musí vypořádat se značnou proměnlivostí signálu způsobenou fyziologickými změnami, ale i technickými artefakty. Nutné je aby algoritmus pro detekci QRS zvládl i v přítomnosti vysokých a strmých vln T nebo P. Takovýto detektor lze popsat ve dvou fázích. Fází předzpracování signálu a fází rozhodování. Předzpracování má za úkol zvýraznit ve zpracovaném signálu jen komplex QRS a ostatní složky potlačit. Rozhodování je založeno na srovnání signálu z výstupního bloku předzpracování s prahovou hodnotou.[9]

Repolarizační fáze činnosti srdečních buněk, která následuje po jejich depolarizaci popsané komplexem QRS, je vyjádřena vlnou T. Je tedy dáno, že vlna T se vždy vyskytuje společně s komplexem QRS. Dojde-li k detekování komplexu QRS, není nutno již detekovat vlnu T. Pouze je nutno stanovit údaj o jejím konci.[9]

Detekce vázaných vln P vychází z nalezení dostačujících výchylek z předzpracovaného signálu před komplexem QRS, jenž jsou ve stabilní vzdálenosti od komplexu. Detekce nevázaných vln P nemá za předpoklad žádnou apriorní informaci o tom, v jaké poloze se hledané vlny nachází. Proces tedy funguje na bázi prohledávání celého předzpracovaného signálu mimo komplex QRS, s tím že jakákoliv nenulová výchylka je považována za vlnu P. V tomto případě mohou být na obtíž neodstraněné šumové složky nebo parazitní oscilace zapříčiněné přílišnou úzkopásmovou filtrací.[9]

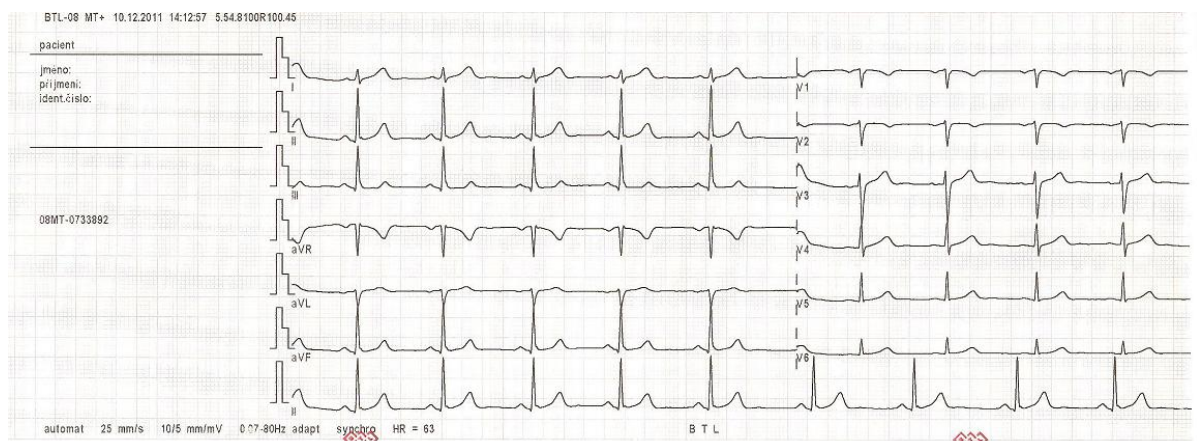


Obr. 28 Perioda EKG signálu (převzato z [23])

5.4 Signál EKG

Signál EKG lze zobrazit jak v časové, tak i ve frekvenční oblasti. V lidském kardiogramu nepřesahuje frekvenční rozsah vln P a T 10 Hz. Nejvyšší spektrální složky představuje komplex QRS. Maximum spektrální funkce se nachází v rozmezí od 15 Hz do 20 Hz a většina energie signálového prvku v rozmezí 35 Hz až 40 Hz. Z toho vyplývá, že komplex QRS určuje maximální kmitočtový rozsah signálu EKG.[9]

Spektrum celého signálu EKG je v podstatě repetiční. Což znamená, že se opakuje, ale není přesně periodický. To je zapříčiněno tím, že délka srdečního cyklu není konstantní, ale mění se stah od stahu. Z tohoto tvrzení lze říci, že spektrum EKG signálu není přesně čárové, ale jednotlivé čáry jsou rozšířeny do frekvenčních pásem, jejichž parametry jsou dány nárůstem frekvence. Diagnostickou informaci v EKG signálu nese jeho stejnosměrná složka a tudíž je nejnižší užitečná frekvenční složka signálu v relativně úzkém pásmu kolem základního kmitočtu. Ten je roven srdeční frekvenci. Na obrázku číslo 29 je možno vidět reálný výsledný signál z měření EKG, které jsem osobně podstoupil v rámci příprav této práce. Uvedené symboly a označení na počátcích křivek vychází z popisu na Eintohovenově trojúhelníku na obrázku číslo 23.[9]



Obr. 29 Reálný grafický výstup z měření EKG

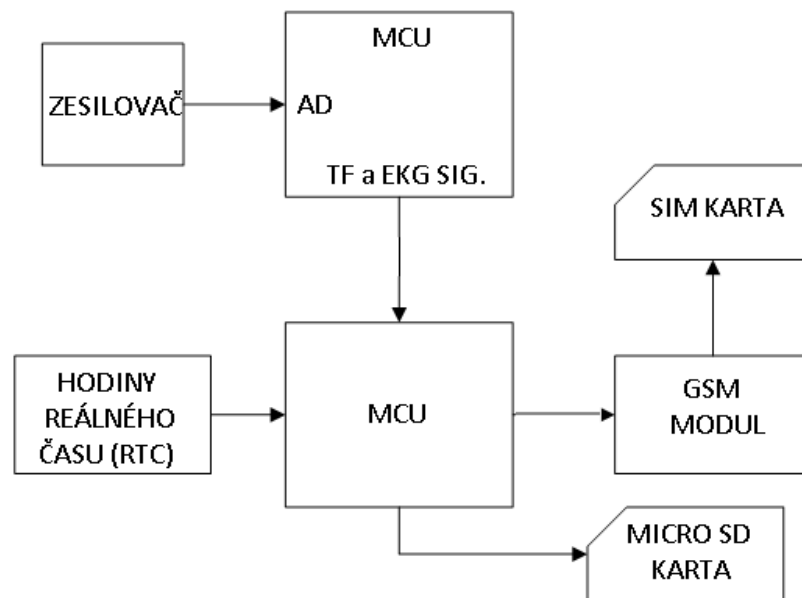
6 Moderní vývojové trendy v oblasti elektrokardiografie

6.1 Přenosná EKG jednotka pro online monitorování

Přenosná jednotka o rozměrech 9x10x2 cm a hmotnosti 85 gramů je vybavena třemi hrudními elektrodami. Princip celého zařízení je v tom, že snímaný signál dále analyzuje a v případě nestandardních výsledků odešle textovou zprávu s výslednými hodnotami do nemocničního zařízení. To vše ulehčí život pacientů trpících onemocněním srdce.[24]

6.1.1 Popis funkce systému

Systém byl navržen takovým způsobem, aby byl přenosný a jednoduchý. EKG signál je modifikovaný analogovým zesilovačem a filtry. Poté je signál digitalizován AD převodníkem a odeslán do mikrokontroleru. Následně je signál filtrován užitím Pan-Tompkinsnova algoritmu. Následuje druhý mikrokontroler, který obdrží digitalizovaný nerušený signál a tepovou frekvenci z předchozího mikrokontroleru. Výsledný signál uloží na paměťovou kartu a komunikuje prostřednictvím GSM modulu o odeslání tepové frekvence do nemocničního zařízení pomocí textové zprávy. Hlavním důvodem pro vývoj tohoto systému je možnost největšího volného pohybu pacienta.[24]



Obr. 30 Blokový diagram hardwarových komponent [24]

6.1.2 Zpracování vstupního signálu

Signál je měřen pomocí třech Ag/AgCl elektrod. Rozdílové elektrody jsou fixovány na horní levé a pravé straně hrudi. Řídící elektroda je umístěna na spodní části pravé končetiny. Elektrody přivedou signál do analogového přístrojového zesilovače typu AD620, kde je jeho vstup chráněn dvěma Zenerovými diodami. Po přístrojovém zesilovači následuje horní propust s mezním kmitočtem 0,5 Hz. Dále dolní propust s mezním kmitočtem 100 Hz a horní propust s mezním kmitočtem 1 Hz. Posledním krokem v zesilovací části je posun EKG signálu do horní oblasti k hodnotě okolo 80 mV. Ta může být proveden manuálně nebo pomocí pulzně šířkové modulace.[24]

Po zesílení a filtrování je signál převeden do digitální podoby. Pro malé rozměry a cenu systému byl vybrán mikrokontroler ATMEGA64a s vestavěným AD převodníkem. EKG signál má desetibitovou úroveň a vzorkovací frekvenci 100 Hz. Protože jsou v systému velké rozdíly napěťových hodnot způsobených aktivitou GSM modulu, je vyžadována kalibrace referenčního napětí AD převodníku.[24]

6.1.3 Mikrokontrolery a napájecí systém

První mikrokontroler digitalizuje EKG signál a poté spouští digitální pásmovou propust, která kompletně odstraňuje rušení signálu. Jedná se o DSP mikrokontroler. Dále vypočítává tepovou frekvenci ze vstupního signálu EKG. Tepová frekvence je určena pomocí zjednodušeného Pan-Tompkinsonova algoritmu. Digitalizovaný signál EKG a tepová frekvence jsou odeslány pomocí USART sběrnice do druhého mikrokontroleru přenosovou rychlostí 38400 Kb/s.[24]

Druhý mikrokontroler ukládá průběh EKG signálu na paměťovou kartu a po přijetí hodnot tepové frekvence odešle textovou zprávu v předdefinovaném formátu s dosazenou hodnotou tepové frekvence. EKG signál je uložen na paměťové kartě MicroSD ve formátu FAT-16 užitím vysokorychlostní SPI komunikační sběrnice. Pomocí druhé sběrnice typu USART je spojen s modulem GSM. Mikrokontroler dále ovládá úroveň napájecího napětí pro vypnutí GSM modulu nebo komunikuje s jednotkou RTC pro získání data a přesného času.[24]

Napájecí systém je jednou z nejdůležitějších částí přenosných zařízení. Aby byla zajištěna co nejnižší spotřeba energie, jsou všechny elektrické komponenty provozovány na nejnižších hodnotách. Konkrétní hodnoty provozních napětí jsou uvedeny v tabulce číslo 5.

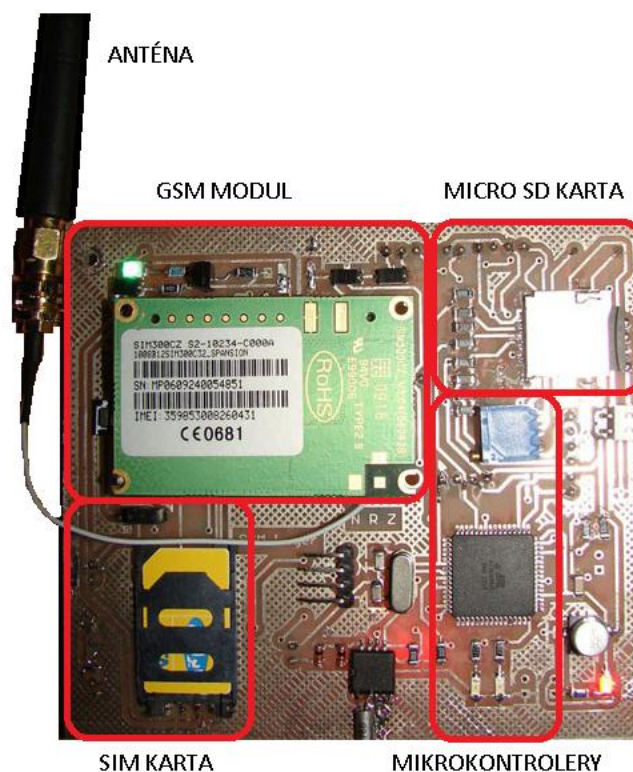
Využívá se zde 2200 mA Li-Ploy baterie a nabíjecího okruhu, který potřebuje 250 mA na 5 V pro nabití baterie. Dále je zde umístěna knoflíková baterie, která dodává energie do RTC obvodu. Čas a datum jsou tedy udržovány nezávisle na hlavní baterii.[24]

Tab. 5 Pracovní napětí jednotlivých částí systému [24]

Součástka	Rozsah napětí [V]
AD620	2,3 – 18
ATMEGA64a	2,7 – 5,5
SIM300 (GSM modul)	3,4 – 4,5
PCF8583 (RTC)	2,5 – 6

6.1.4 Implementace a zhodnocení

Na obrázku číslo 31 je možno vidět realizovaný dvouvrstvý PCB prototyp o rozměrech 9x10 cm. Výsledky měření jsou zobrazeny v podobě textové zprávy, která obsahuje tepovou frekvenci a další informace, nebo v textovém souboru uloženém na paměťové kartě. Zaznamenaná data se poté pomocí Matlabu převedou na grafické zobrazení. Každý textový soubor obsahuje 5 minut záznamu EKG. Každý soubor zabírá přibližně 30 KB.[24]



Obr. 31 Realizace přenosného EKG systému [24]

6.2 Kompozitní CNT/PDMS suché elektrody

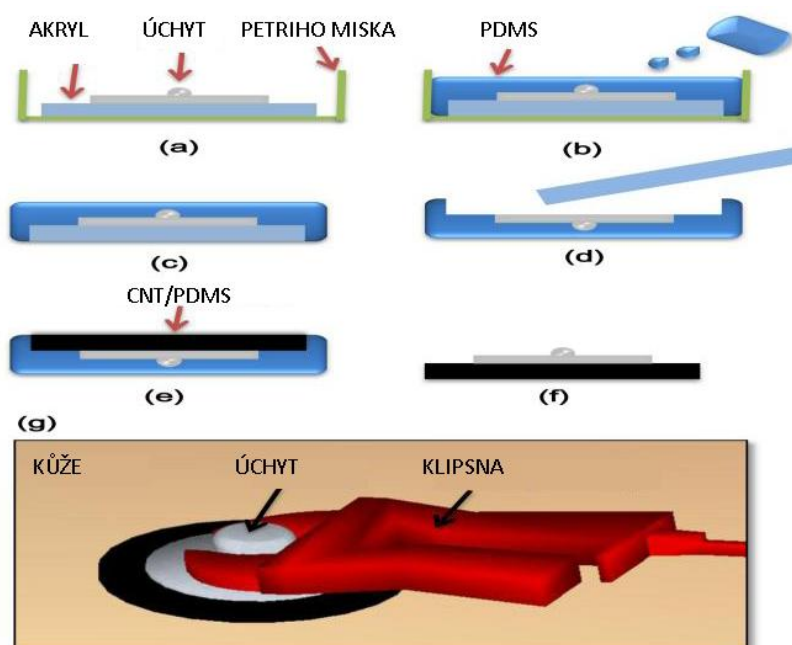
Suché elektrody jsou tvořené uhlíkovými nanotrubicemi (CNT) v kombinaci s polydimethylsiloxanem (PDMS) a jsou připojitelné ke klasické EKG jednotce. Hlavním požadavkem je možnost dlouhodobého sledování pacienta a dobrá přilnavost při pohybu a odolnost proti potu.[25]

6.2.1 Rozptýlení CNT do PDMS

K samotné výrobě elektrody je potřeba disperze hliníkových nanotrubic do polydimethylsiloxanu. Jedná se o nanotrubičky délky 1-25 mikrometru a o 93 % čistotě uhlíku. Hustota PDMS byla 1030 kg/m^3 a viskozita (vazkost) $6,2 \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Jelikož mají CNT velkou plochu povrchu, dochází mezi nimi k působení van der Waalsových sil. Tyto interakce způsobují dobrou elektrickou vodivost materiálu. Uhlíkové nanotrubičky byly hydrodynamicky rozptýleny bez chemické úpravy jejich povrchu.[25]

6.2.2 Výroba kompozitních CNT/PDMS elektrod

Výroba se provádí ve dvou krocích. První krok je vytvoření hlavní formy a vypadá následovně. Je připravena kruhová akrylová destička o různých průměrech (20, 30, 40 mm) a tloušťce (1, 2, 3 mm). Na tu dosedá ocelový úchyt. Oba komponenty jsou fixovány do Petriho misky pomocí oboustrannné lepicí pásky. Znázorněno na obrázku 32(a).[25]



Obr. 32 Proces výroby CNT/PDMS elektrody [25]

Obrázek 32(b) znázorňuje prekurzor PDMS, což je chemická sloučenina, která se účastní chemické reakce, při níž vzniká jiná sloučenina. Prekurzor PDMS je nalit do Petriho misky a ošetřen při teplotě 80 °C po dobu dvou hodin. Po ošetření je vyklopena hlavní forma z Petriho misky (Obr. 32(c)). Dále je z ní odstraněna akrylová kruhová destička (Obr. 32(d)).[25]

Připravený kompozit CNT/PDMS nalijeme do hlavní formy z PDMS a opět ošetříme při teplotě 80 °C po dobu dvou hodin (Obr. 32(e)). Ve finální fázi vyjmeme elektrodu z PDMS formy a. Pro snadnější oddělení necháme ponořenou PDMS formu do metanolu po dobu pěti minut. Metanol se dostane do malých mezer mezi kompozitem CNT/PDMS a PDMS formou a tím ulehčí jejich separaci (Obr. 32(f)).[25]

6.2.3 Charakteristické vlastnosti

Přechodový odpor byl analyzován na rozhraní pokožka-elektroda. Na předloktí byly umístěny dvě elektrody 9 cm od sebe. Byly fixovány bandáží k pokožce pro zlepšení vodivosti. V porovnání s běžnými elektrodami je CNT/PDMS elektroda pružnější a přizpůsobivější povrchu těla. Dále byla měřena elektrická vodivost v závislosti na namáhání elektrody. Přechodový odpor je při frekvenci 10 Hz roven přibližně 10 M Ω a při 0,1 MHz je přibližně 1 k Ω . Odpor se v závislosti na zvětšujícím se poloměru snižuje. Elektrická vodivost je při nejvyšší koncentraci uhlíkových nanotrubic přibližně 1 S/m.[25]

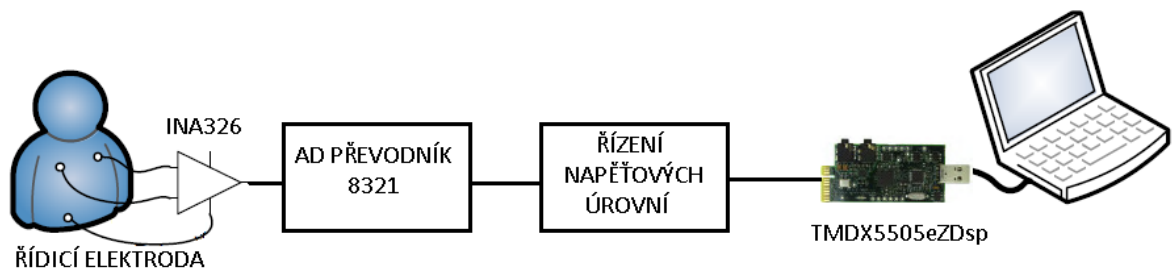
6.2.4 Zhodnocení výsledků

Výroba kompozitních CNT/PDMS elektrod skončila úspěšně. Tyto kompozitní elektrody jsou ohebné, dobře slučitelné s organismem a použitelné pro dlouhodobé monitorování EKG signálu. Zmíněné elektrody jsou odolné proti pohybu po pokožce a proti potu. Je možno je připojit k EKG jednotce bez nutnosti použití adaptéru. Kvalita signálu závisí na složení kompozitu CNT/PDMS a na rozměrech elektrody. Elektrody negenerují žádný znatelné vedlejší účinky, jako je například svědění nebo podráždění. Kvalita signálu s přibývajícím časem nepoklesne, jako je tomu u Ag/AgCl elektrod. Je předpokladem, že elektroda z těchto materiálů se stane použitelnou pro denní monitorování. Opětovné používání elektrod přispěje k ochraně životního prostředí snížením odpadu z použitých elektrod.[25]

6.3 Obléknutelný systém pro snímání a analýzu EKG signálu

Jedná se o nový způsob snímání EKG signálu a jeho zpracování. Zařízení má nízkou spotřebu energie. Systém slouží pro shromažďování a porovnávání dat, která budou následně využita k diagnostice srdeční činnosti. Systém se skládá ze tří částí. Jedná se o vestu obsahující elektrody, hardwarové vybavení sloužící ke snímání, filtrování a digitalizaci signálu, a o software, který přenesená data vyhodnotí.[26]

Systém začne pracovat v okamžiku, kdy dojde k oblečení vesty a elektrody jsou správně připojeny k tělu pacienta. Jako první pracuje předzesilovač EKG signálu a AD převodník, který vstupní analogový signál převede na digitální. Digitální signál je poté přijat v digitálním signálovém procesoru (DSP), kde dojde k jeho zpracování. Poté je signál odeslán ze sériového periferního rozhraní (SPI) do počítače.[26]

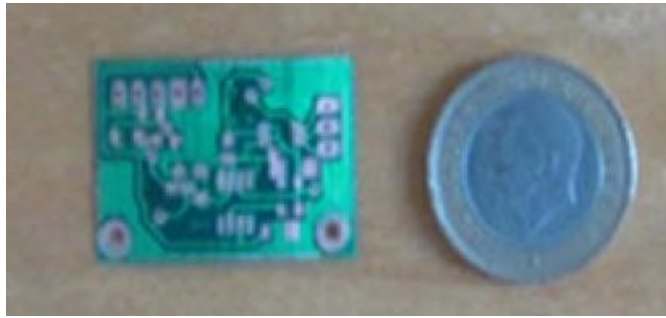


Obr. 33 Blokové schéma systému [26]

6.3.1 Návrh vesty a detekčního EKG obvodu

Umístění hardwarových komponent bylo úmyslně uloženo v podšívce vesty především z hlediska pohodlí pacienta a menší možnosti poškození. Vesta nebrání pacientovi v pohybu. Má tři suché zipy na krku, zádech a v pase, pro možnost přichycení elektrod. Systém pro detekci EKG signálu využívá Ag/AgCl elektrod.[26]

Pro zesílení EKG signálu je použit přístrojový zesilovač INA326, kvůli vysokému činiteli potlačení souhlasného rušení (CMMR) a možnosti jednoho zdroje napájení. Referenční generátor REF3125 je umístěn v přední části obvodu k napájení přístrojového zesilovače a AD převodníku. Jako AD převodník je použit šestnáctibitový ADS8321, který poskytuje referenční napětí 2,5 V s nízkou úrovní šumu. Přední část obvodu je umístěna na 0,8 mm silném tištěném plošném spoji (PCB). Osazení součástkami pro povrchovou montáž (SMD) je cílem pro snížení spotřeby energie v obvodu. Na obrázku 34 je ukázka tištěného plošného spoje pro EKG obvod.[26]



Obr. 34 Tištěný plošný spoj pro EKG obvod v porovnání s mincí (převzato z [26])

6.3.2 Návrh softwaru pro sledování EKG

V tomto systému je využíváno dvou rozdílných bloků pro filtrování signálu. První bloky jsou tvořeny kombinací dolní propusti, pásmové propusti a pásmové zádrže. Druhý blok slouží k odstranění rušení ze sítě. Systém, v závislosti na volbě filtru, data z AD převodníku zpracuje v reálném čase a odešle přes USB rozhraní do softwaru pro sledování EKG prostřednictvím TMDX5505eZDsp. Tento software je používán pro volbu typu filtru a zobrazení přichozících dat. Všechny numerické operace jsou prováděny v rámci DSP. Rozdílné filtry jsou umístěny ve filtrovacích blocích. Když dojde ke zvolení frekvenčního rozsahu, jsou ostatní frekvence ležící mimo něj odstraněny. Software pro sledování v reálném čase byl vyvinut pomocí platformy Qt.[26]

6.3.3 Zhodnocení

Zhotovený prototyp systému je vhodný, jak pro domácí používání, tak i pro zdravotnickou praxi či ošetřovatelství. Pro zpracování signálu je využit procesor TMDX5505eZDsp, který je použitelný pro lékařské účely z hlediska nízké spotřeby a vysoké rychlosti. Do systému by bylo možno taktéž zakomponovat bezdrátové technologie typu Bluetooth nebo WiFi.[26]

6.4 Nová metoda extrahování EKG průběhu z tištěné do digitální formy

Uchovávání papírových výsledků EKG vyžaduje velké prostory pro uložení. Nový algoritmus byl vyvinut z 25 papírových záznamu EKG, které pocházely z dvanáctisvodového EKG. Použitím tohoto algoritmu se zvýší přesnost určení tepové frekvence a morfologických příznaků. Celý proces přeměny je složen ze skenování a škálování pixelů, digitalizace EKG záznamu, výpočtu tepové frekvence a extrahování morfologických vlastností.[27]

6.4.1 Skenování a škálování pixelů

Signály z dvanáctisvodového EKG jsou zaznamenány rychlostí 25 mm/s a vytištěny na termo papír. Takto zaznamenané EKG křivky jsou z papíru skenovány jako 600 dpi (počet pixelů na jeden palec), černobíle a ve formátu jpeg. Ke konverzi křivky z obrázku do časových řad, se využije škálování. Rovnice 6 ukazuje kolik pixelů je na jednom milimetru. Pixel je reprezentován z hlediska času a amplitudy v závislosti na rozlišení skenování a rychlosti záznamu.

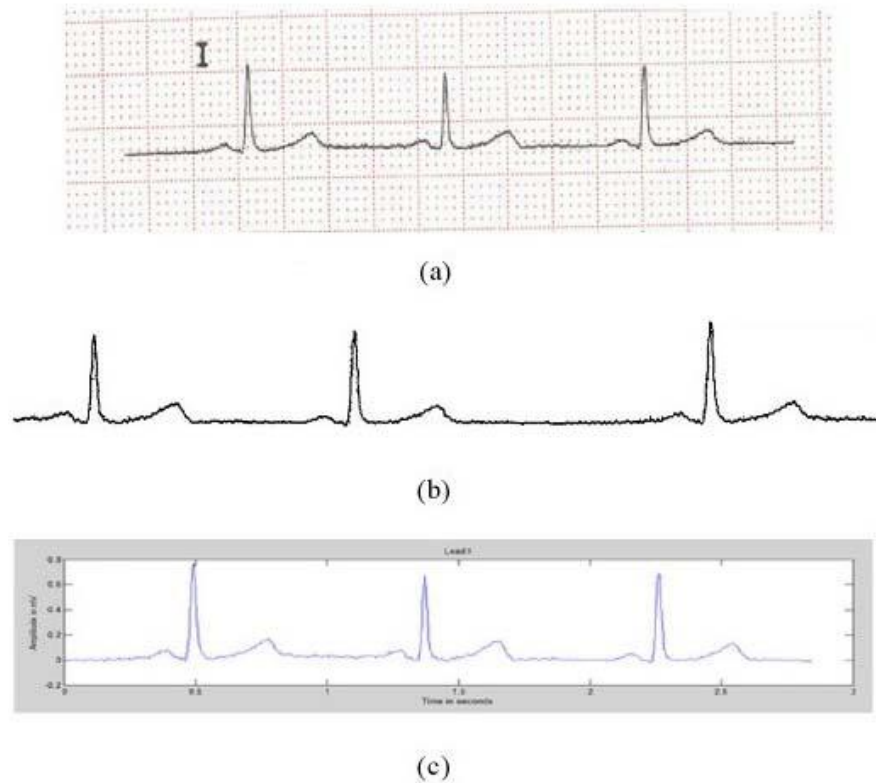
$$\text{Počet pixelů/mm} = 650 \text{ dpi}/25,4 \quad (6)$$

S ohledem na rychlost záznamu 25mm/sec a amplitudu je pixel škálován v čase a v ose amplitudy. Z výpočtu vyplývá 1 pixel = 4,233 mV a 1 pixel = 1,693 ms.[27]

6.4.2 Digitalizace EKG záznamu

Skenovaný obraz může mít různý koeficient šikmosti, způsobený lidskou chybou při skenování. K extrahování přesné křivky musí být odstraněny šikmosti. K tomu se využívá Radonova transformace a obraz je otočen v daném úhlu šikmosti.[27]

V tomto případě jsou skenované obrázky adaptivně binarizované užitím Otsuova algoritmu. Morfologické operace, dilatace a eroze jsou provedeny na binarizovaném obrázku. Tyto dilatační a erozní obrázky jsou využity k hledání horní a dolní meze křivky pro oříznutí. Celý proces se provádí opakovaně. Výsledný obrázek je oříznutou verzí originálu v prostoru podél křivky. To zajišťuje přesné zobrazení obrázku vhodné pro převod. Z takto oříznutého obrázku je nalezena horní a dolní obálka křivky. Průměrem dvou obálek je výsledná časová řada EKG signálu. Hodnoty obálek jsou škálovány užitím pixelového škálování hodnot. Na obrázku číslo 35 je ukázka jednotlivých fází digitalizace signálu.[27]



Obr. 35 Proces digitalizace papírového EKG záznamu: (a) papírový záznam EKG, (b) binární obraz EKG, (c) digitální obraz EKG (převzato z [27])

6.4.3 Výpočet tepové frekvence

Získaný signál je filtrován užitím pásmové propusti s mezní frekvencí od 0,5 do 105 Hz. Takto filtrovaný signál slouží k rozlišení R špiček. Interval R-R je nalezen na základě počtu vzorků mezi dvěma špičkami a výpočet tepové frekvence je porovnán s hodnotou tepové frekvence na tištěné verzi záznamu.[27]

6.4.4 Extrahování morfologických rysů

Sklon EKG signálu je vypočten v závislosti na velikosti okna a počtu vzorků. Rovnice (7) zobrazuje přesný výpočet směrnice přímky signálu jako,

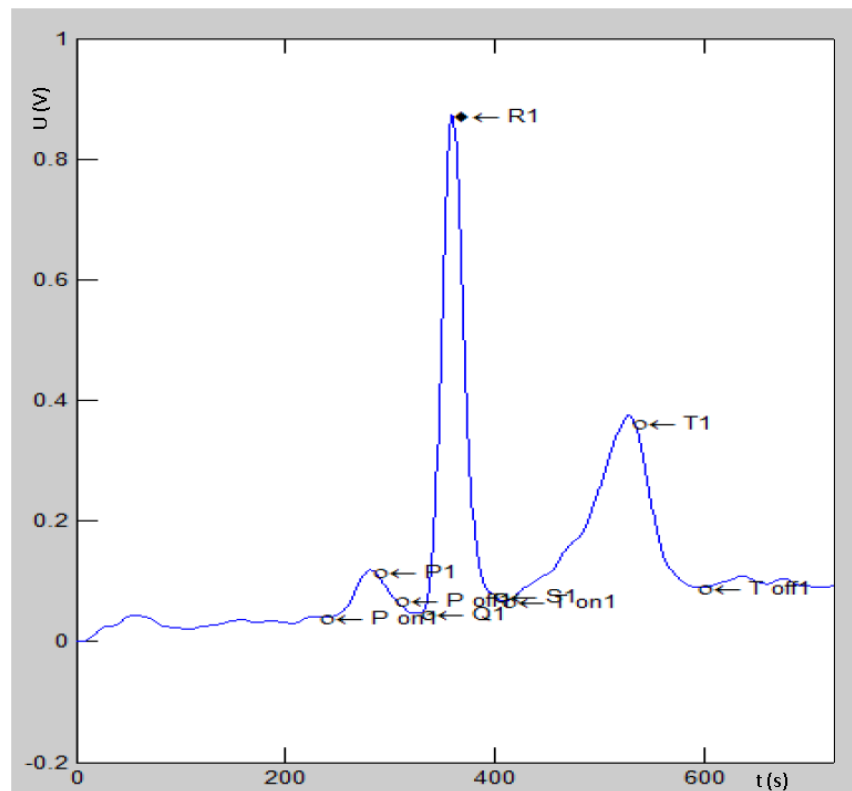
$$S_{\text{směrnice}} = \tan^{-1} (S(i+n) - S(i))/n, \quad (7)$$

kde $i = 1, 2 \dots N-n$, $S(t)$ = extrahovaný EKG signál s počtem vzorků od 1 do N a n = velikost okna.[27]

Velikost okna závisí na počtu vzorků mezi špičkami Q a R. Směrnice přímky signálu má kladné tak záporné hodnoty vzhledem k vzrůstajícím a klesajícím špičkám. Standardní rozsah hodnot je definován pro úhel sklonu P vlny, QRS komplexu a T vlny při normálním a abnormálním EKG. Odtud pochází definice rozsahu hodnot směrnic přímky pro EKG průběh.

Hodnoty směrnic přímky mezi minimální kladnou hodnotou sklonu a maximální zápornou hodnotou sklonu jsou odstraněny.[27]

Špička R je nalezena rozlišením EKG signálu a Q vlna je detekována jako záporná špička bezprostředně před špičkou R. Vykreslení hodnot pro P, QRS a T se skládá z tří špiček. První kladná špička je P_on, první záporná špička je P a následující průchod nulou je P_off. To samé se aplikuje i na QRS a T. On a off každé vlny lze najít velmi přesně a tudíž mohou být extrahovány morfologické rysy.[27]



Obr. 36 Detail periody EKG signálu s vyznačením morfologických rysů [27]

6.4.5 Zhodnocení

Jako jedno z hodnotících kritérií přesnosti využijeme tepové frekvence. Vzdálenost mezi intervalem R-R byla extrahována do databáze. Přesnost získané databáze byla 99,12%. K hodnocení přesnosti detekce morfologických rysů byla vytvořena databáze, kde se porovnávala data získaná manuálně s výsledky nové metody. Přesnost záznamu byla 98,18%. Celková přesnost extrahování morfologických rysů, pro celou databázi 25 záznamů, byla při užití nové metody 97,09%.[27]

Závěr

Hlavním záměrem této bakalářské práce bylo nalézt moderní vývojové trendy v oblasti biomedicínského inženýrství. Konkrétně u zařízení, která snímají aktivní elektrické projevy. V první kapitole je definován pojem lékařský prostředek a rozdělení do jednotlivých skupin s uvedením konkrétních příkladů. Druhá kapitola je rozdělena do dvou podkapitol, kde první z nich je zaměřena na popis srdce, mozku, neuronů a druhá na popis a rozdělení biosignálů. Zbytek práce je zaměřen na přístroje EKG a EEG, kde je popsána jejich funkce, zpracování signálu, výsledné průběhy a jejich další možný technologický rozvoj v oblasti zpracování signálu, elektrotechnické vybavenosti, nebo materiálového inženýrství.

Při zpracování této bakalářské práce bylo zjištěno, že většina vývojových trendů směřuje k minimalizaci. V konkrétních případech se jedná o minimalizaci času při diagnostikování pomocí detekčních algoritmů, nebo o minimalizaci rozměrů monitorujících zařízení. Další vývojové trendy se ubírají směrem ke zlepšení komfortu pacienta, kde je snahou využívat bezdrátových snímacích zařízení a následné odeslání dat pomocí internetu, nebo jiného rozhraní. Stranou nezůstává ani digitalizace starých tištěných záznamu, které je díky nové metodě možno převádět do digitální podoby. Tím dojde k ušetření skladovacích prostorů a ke zrychlení jejich nalezení. Snahou je taktéž nacházení nových materiálů pro snímací elektrody, které by mohly díky lepším vlastnostem nahradit současně používané materiály. Zajímavým nápadem je využití EEG pro ovládání domácího osvětlení. Tento přínos je využitelný zejména u lidí s pohybovým postižením.

Použitá literatura

- [1] Úřední věstník Evropské unie. *SMĚRNICE RADY 93/42/EHS ze dne 14. června 1993 o zdravotnických prostředcích*. L 169/1, 06/93, s. 83 – 124.
- [2] *Lidské tělo: poznáváme lidský organismus a jeho činnost*. 1. vyd. Praha: Fortuna Print, 2003, 128 s. Cesty za poznáním (Fortuna Print). ISBN 80-732-1080-0.
- [3] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [4] Nervový systém. [online]. [cit. 2012-04-15]. Dostupné z: <http://www.aktin.cz/clanek/238-nervovy-system-anatomie>
- [5] AMBLER, Zdeněk. *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Galén, 2011, 351 s. ISBN 978-807-2627-073.
- [6] Poranění mozku. [online]. [cit. 2012-04-15]. Dostupné z: <http://www.poranenimozku.cz>
- [7] KTS: Srdce. [online]. [cit. 2012-04-15]. Dostupné z: <http://www.kst.cz>
- [8] HRAZDÍRA, Ivo. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [9] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [10] BRONZINO, J. D. "Principles of Electroencephalography." *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.*, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [11] Förstasida. [online]. [cit. 2012-04-15]. Dostupné z: <http://www.medtek.ki.se/>
- [12] Studijní obor Aplikovaná fyzika. [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://apfyz.upol.cz>
- [13] Mozkové vlny :: Silent-voice. [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://silent-voice.webnode.cz/rezonance-frekvence/mozkove-vlny/>
- [14] CASSON, A. J. a E. RODRIGUEZ-VILLEGAS. Toward Online Data Reduction for Portable Electroencephalography Systems in Epilepsy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2009, roč. 56, č. 12, s. 2816-2825.
- [15] GARGIULO, G.; BIFULCO, P.; CALVO, R.A.; , "A mobile EEG system with dry electrodes," *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2008. BioCAS 2008. IEEE*, s. 273-276
- [16] BROWN, L.; VAN DE MOLENGRAFT, J.; YAZICIOGLU, R.F.; , "A low-power, wireless, 8-channel EEG monitoring headset," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE* , s.4197-4200

- [17] WAHY, N.; MANSOR, W.; , "EEG based home lighting system," *Computer Applications and Industrial Electronics (ICCAIE), 2010 International Conference on* , s. 379-381
- [18] BERBARI, E. J. "Principles of Electrocardiography." *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [19] A Quick Guide to ECG | IVLine. [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://www.ivline.info/2010/05/quick-guide-to-ecg.html>
- [20] EHSL - Spencer S. Eccles Health Sciences Library Home Page. [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: http://library.med.utah.edu/kw/ecg/ecg_outline/Lesson1/lead_dia.html
- [21] Design Considerations for Amplifiers Used in Electrocardiograms. [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://www.ecnmag.com/Articles/2010/09/Main-Circuit/Amplifiers-Used-in-Electrocardiograms/>
- [22] Velký lékařský slovník On-Line. [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz>
- [23] Clinical Electrophysiology and ECGs. [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://alexandria.healthlibrary.ca>
- [24] NAEEMABADI, M.R.; CHOMACHAR, N.A.; KHALILZADEH, M.A.; , "Portable device for real-time ECG recording and telemetry," *Electrical and Computer Engineering (CCECE), 2011 24th Canadian Conference on* , s. 508-511
- [25] JUNG, H.-C.; MOON, J.-H.; BAEK, D.-H.; , "CNT/PDMS Composite Flexible Dry Electrodes for Long-Term ECG Monitoring," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, roč.59, č.5, s.1472-1479
- [26] OZKARACA, O.; ISIK, A.H.; GULER, I.; , "Detection, real time processing and monitoring of ECG signal with a wearable system," *Innovations in Intelligent Systems and Applications (INISTA), 2011 International Symposium on* , s. 424-427
- [27] DAMODARAN, V.; JAYARAMAN, S.; POONGUZHALI, S.; , "A novel method to extract ECG morphology from scanned ECG records," *Defense Science Research Conference and Expo (DSR), 2011* , s. 1-4