

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Návrh a realizace biopotenciálových elektrod
Design and Implementation of Biopotential Electrodes

2016

Jan Polomík

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Jan Polomík**

Studijní program: B2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik

Téma: **Návrh a realizace biopotenciálových elektrod**
Design and Implementation of Biopotencial Electrodes

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření biopotenciálů.
2. Seznámení se s problematikou alternativních biopotenciálových elektrod.
3. Návrh a realizace biopotenciálových elektrod.
4. Měření a testování komunikace.
5. Zhodnocení dosažených výsledků měření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995, xxxii, 2862 s. ISBN 0-8493-8346-3/978-0849383465.
- [2] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [4] MACKAY, R. Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [5] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [6] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [7] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [8] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press, 1995, 512s. ISBN-10: 0195058232, ISBN-13: 978-0195058239.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



.....
Jan Polomík

Datum odevzdání bakalářské práce: 29. 4. 2016

V Ostravě

dne 21. 4. 2016

Poděkování

Chtěl bych touto cestou velmi poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za cenné rady, konzultace a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu.

Zároveň bych rád poděkoval panu RNDr. Jaroslavu Stejskalovi, CSc za pomoc, cenné rady a konzultace týkající se problematiky vodivých polymerů a paní Ing. Patrycje Bober, Ph.D. za pomoc a cenné rady při jejich výrobě v laboratořích Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá návrhem a realizací alternativních nekovových biopotenciálových elektrod a svodů (vodičů) z vodivých polymerů polyanilinu a polypyrrolu. Tyto alternativní nekovové biopotenciálové elektrody a svody (vodiče) jsou určeny k měření EKG z hrudníku pomocí trička. V teoretické části bakalářské práce jsou popisovány základní bioelektrické signály generované lidským tělem, problematika biopotenciálových elektrod a úvod do vodivých polymerů. V praktické části bakalářské práce jsou navrženy a realizovány alternativní nekovové biopotenciálové elektrody včetně jejich svodů (vodičů) s využitím vodivých polymerů (polyanilinu a polypyrrolu). Tyto elektrody a svody (vodiče) jsou připevněny na tričko pro umožnění kontinuálního snímání EKG. Alternativní elektrody a svody (vodiče) jsou testovány a porovnávány vůči Ag/AgCl elektrodám a klasickým (kovovým) vodičům.

Klíčová slova

Alternativní biopotenciálové elektrody, alternativní vodiče, polymerové elektrody, polymerové vodiče, vodivé polymery, měření EKG

Abstract

The bachelor thesis addresses the design and the implementation of alternative non-metallic biopotential electrodes and leads (conductors) made of conductive polymers polyaniline and polypyrrole. These alternative non-metallic biopotential electrodes and leads (conductors) are intended for ECG measuring from the chest using a T-shirt. In the theoretical section of the bachelor thesis, the basic bioelectric signals generated by human body, the issues of biopotential electrodes and the introduction to conductive polymers are dealt with. In the practical section of the bachelor thesis, alternative non-metallic biopotential electrodes, including their leads (conductors) using the conductive polymers (polyaniline and polypyrrole) are designed and implemented. These electrodes and leads (conductors) are fixed to the T-shirt to allow continuous monitoring of ECG. The alternative electrodes and leads (conductors) are tested and compared to Ag/AgCl electrodes and usual (metal) conductors.

Key Words

Alternative biopotential electrodes, alternative conductors, polymer electrodes, polymer conductors, conductive polymers, ECG measurement

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek.....	10
Seznam použitých cizích slov	12
Seznam ilustrací	13
Seznam tabulek	18
1 Úvod	19
2 Tělo jako zdroj biosignálů.....	20
2.1 Bioelektrické signály.....	20
2.1.1 Elektroencefalogram (EEG).....	21
2.1.2 Evokované potenciály (EP).....	21
2.1.3 Elektrokardiogram (EKG)	22
2.1.4 Akční potenciály (Ap)	22
2.1.5 Elektromyogram (EMG).....	22
2.1.6 Elektroneurogram (ENG)	23
2.1.7 Elektroretinogram (ERG)	23
2.1.8 Elektrookulogram (EOG)	23
2.1.9 Elektrogastrogram (EGG).....	23
3 Biopotenciálové elektrody.....	25
3.1 Půlčlánkový potenciál	25
3.2 Referenční elektrody	27
3.2.1 Standardní vodíková elektroda.....	28
3.2.2 Kalomelová elektroda.....	28
3.3 Polarizace elektrod	29
3.3.1 Odporové přepětí.....	30
3.3.2 Koncentrační přepětí	30
3.3.3 Aktivační přepětí	30
3.4 Polarizované a nepolarizované elektrody	30
3.5 Druhy elektrod podle použitých materiálů a elektrolytů	31
3.6 Elektrické vlastnosti biopotenciálové elektrody a její náhradní elektrický obvod.....	32
3.6.1 Náhradní elektrický obvod elektrody v kontaktu s elektrolytem	32
3.6.2 Náhradní elektrický obvod elektrody ponořené do elektrolytu v kontaktu s pokožkou	33
3.6.3 Další okolnosti ovlivňující impedanci elektrody.....	34

3.7	Rozdělení elektrod	35
3.7.1	Povrchové elektrody	35
3.7.2	Podpovrchové elektrody	39
3.7.3	Mikroelektrody	43
4	Vodivé polymery	46
4.1	Polyanilin (PANI)	47
4.2	Polypyrrol (PPy)	48
5	Rešerše publikované literatury	50
5.1	Východiska rešerše	50
5.2	Výsledky rešerše	62
6	Návrh, realizace a testování polymerových biopotenciálových elektrod	64
6.1	Návrh polymerových biopotenciálových elektrod	64
6.2	Realizace polymerových biopotenciálových elektrod	65
6.2.1	Postup polymerace tkanin standardním polyanilinem	65
6.2.2	Postup polymerace tkaniny globulárním polypyrrolem	68
6.2.3	Měření elektrického odporu napolymerovaných tkanin	69
6.2.4	Prizpůsobení a úprava PANI a PPy elektrod pro měření EKG	70
6.2.5	Prizpůsobení a úprava hrudního pásu pro měření EKG	70
6.3	Testování polymerových elektrod	71
6.3.1	Naměřené hodnoty a porovnání výsledků	72
6.4	Úprava návrhu testování polymerových elektrod	75
6.4.1	Testování polymerových elektrod s upraveným uchycením krokosvorek	75
6.4.2	Naměřené hodnoty a porovnání výsledků	76
6.5	Návrh testování elektrod umístěných na hrudníku a končetinách	79
6.5.1	Měření elektrodami umístěných na hrudníku	80
6.5.2	Výsledky měření na hrudníku	80
6.5.3	Měření elektrodami umístěných na končetinách	84
6.5.4	Výsledky měření na končetinách	85
6.5.5	Shrnutí výsledků měření na hrudníku a končetinách	89
7	Návrh, realizace a testování polymerových svodů	91
7.1	Návrh polymerových svodů	91
7.2	Realizace polymerových svodů	92
7.2.1	Postup polymerace nití standardním polyanilinem	92

7.3	Testování polymerových svodů	94
7.3.1	Výsledky testování polymerových svodů	95
7.4	Úprava návrhu polymerových svodů a návrh testování	98
7.4.1	Testování nových polymerových svodů	98
7.4.2	Výsledky testování nových polymerových svodů	100
8	Návrh, realizace a testování polymerových elektrod a svodů jako celku.....	104
8.1	Návrh spojení polymerové elektrody a svodu	104
8.2	Realizace spojení polymerové elektrody a svodu	104
8.3	Testování polymerových elektrod a svodů jako celku	105
8.4	Výsledky testování polymerových elektrod a svodů jako celku	106
9	Návrh, realizace a testování prototypu trička pro měření EKG.....	109
9.1	Návrh přizpůsobení trička pro měření EKG	109
9.2	Přizpůsobení trička pro měření EKG	110
9.3	Testování prototypu trička pro měření EKG	111
9.4	Výsledky měření	111
10	Návrh finálního prototypu trička pro měření EKG	120
11	Závěr	121
	Použitá literatura.....	123
	Rešeršní zdroje	125

Seznam použitých symbolů a zkratek

AEP	Akusticky evokované potenciály
AP	Akční potenciály
APS	Peroxidisíran amonný
AV uzel	Atrioventrikulární uzel
Ag	Chemická značka stříbra
Ag ⁺	Kationt stříbra
AgCl	Chlorid stříbrný
Anilin HCl	Anilin hydrochlorid
°C	Stupeň Celsia
C·mol ⁻¹	Coulomb na mol
Ca ²⁺	Kationt vápníku
Cl ⁻	Aniont chloru
cm	Centimetr
ECoG	Elektrokortikogram
EEG	Elektroencefalogram
EG	Elektrogram
EGG	Elektrogastrogram
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyogram
ENG	Elektroneurogram
EOG	Elektrookulogram
EP	Evokované potenciály
EPDM	Etylen-propylen-dien-monomer
ERG	Elektroretinogram
GO	Oxid grafenu
g	Gram
HCl	Kyselina chlorovodíková
Hz	Hertz
J·mol ⁻¹ ·K ⁻¹	Joule na mol a kelvin
K	Kelvin
K ⁺	Kationt draslíku
KCl	Chlorid draselný
kHz	Kilohertz
kPa	Kilopascal
kΩ	Kiloohm
M	Molární koncentrace
MΩ	Megaohm
mg·mol ⁻¹	Miligram na mol
ml	Mililitr
mm	Milimetr
mol	Mol
mol·l ⁻¹	Mol na litr

mS	Milisiemens
mV	Milivolt
Na ⁺	Kationt sodíku
NaCl	Chlorid sodný
nm	Nanometr
PANI	Polyanilin
PEDOT	Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)
PPy	Polypyrrol
Pa	Pascal
pH	Jednotka kyselosti prostředí
rGO	Redukovaný oxid grafenu
SA uzel	Sinoatriální uzel
SCE	(saturated calomel electrode) nasycená kalomelová elektroda
SEP	Somatosenzorické evokované potenciály
SHE	(standard hydrogen electrode) standardní vodíková elektroda
S·cm ⁻¹	Siemens na centimetr
V	Volt
VEP	Vizuální evokované potenciály
μm	Mikrometr
μV	Mikrovolt
μΩ·cm ⁻¹	Mikroohm na centimetr
Ω	Ohm
Ω·m ⁻¹	Ohm na metr

Seznam použitých cizích slov

Dermis	Škára
Epidermis	Pokožka
Extracelulární	Mimobuněčný
Intracelulární	Nitrobuněčný
Musculus brachioradialis	Sval vřetenní
Nystagmus	Rytmický konjugovaný kmitavý pohyb očních bulbů
Perkutánní	Procházející kůží, vpravený do kůže
Semipermeabilní	Polopropustný
Stratum corneum	Nejvrchnější vrstva pokožky
Subkutánní vrstva	Vrstva podkožního vaziva

Seznam ilustrací

Obr. 1 Model rozhrání elektroda-elektrolyt, upraveno podle [12].....	26
Obr. 2 Standardní vodíková elektroda, upraveno z [14]	28
Obr. 3 Kalomelová elektroda, upraveno z [14]	29
Obr. 4 Náhradní elektrický obvod elektrody v kontaktu s elektrolytem, upraveno podle [5]	32
Obr. 5 Náhradní elektrický obvod elektrody ponořené do elektrolytu v kontaktu s pokožkou, upraveno z [5][9]	34
Obr. 6 Končetinová elektroda, upraveno z [16].....	36
Obr. 7 Disková plošná elektroda uchycená lékařskou lepicí páskou, upraveno z [9][16].....	36
Obr. 8 Jednorázová disková plošná elektroda, upraveno z [9]	37
Obr. 9 Balónková elektroda, kde přísavka tvoří snímací elektrodu, upraveno z [9].....	37
Obr. 10 Podélný řez balónkové elektrody s kovovou diskovou elektrodou, upraveno z [5].....	38
Obr. 11 Příčný řez plovoucí elektrody s izolačním krytem, upraveno z [9].....	38
Obr. 12 Příčný řez plovoucí elektrody s pěnovou podložkou nasáklou elektrolytem, upraveno z [8]...39	
Obr. 13 Vpichová elektroda s ostrou neizolovanou špičkou, upraveno z [16]	40
Obr. 14 Vpichová elektroda s dutou jehlou a) s jednou elektrodou; b) detail těla jehly s dvěma elektrodami, upraveno z [9][16]	40
Obr. 15 Dutá jehla se zasunutým rovným izolovaným drátkem, upraveno z [9].....	41
Obr. 16 Aplikovaný stočený izolovaný drátek, upraveno z [8]	41
Obr. 17 Spirálovitá elektroda pro snímání EKG plodu, upraveno z [9].....	42
Obr. 18 Příčný řez aplikovanou přísavnou elektrodou, upraveno z [9].....	42
Obr. 19 Elektrody kardiostimulátoru a) s pasivní fixací, b) s aktivní fixací, upraveno z [17]	43
Obr. 20 Příčný řez kovovou mikroelektrodou, upraveno z [9].....	44
Obr. 21 Příčný řez koncové části skleněné mikroelektrody s kovovou výplní, upraveno z [9]	44
Obr. 22 Příčný řez pipetové sací mikroelektrody, upraveno z [5]	45
Obr. 23 Srovnání měrných elektrických vodivostí některých anorganických látek a organických polymerů, upraveno z [19]	46
Obr. 24 Základní formy polyanilinu a jejich příslušné báze a soli, upraveno z [21]	47
Obr. 25 Chemický řetězec polypyrrolu, upraveno z [19]	49
Obr. 26 a) snímací část elektrody; b) hotová flexibilní elektroda; c) schéma složení flexibilní elektrody [29].....	51
Obr. 27 Porovnání průběhů EKG naměřeného a) flexibilní suchou textilní elektrodou s ideálním počtem vrstev vodivé pasty; b) konvenční Ag/AgCl elektrodou s elektrolytem [29].....	51
Obr. 28 a) schéma složení grafenové elektrody; b) hotová grafenová elektroda pro EKG měření [30]	52

Obr. 29 Porovnání průběhu EKG naměřeného grafenovou a Ag/AgCl elektrodou [30]	53
Obr. 30 a) vytištěná elektrodová matice i se svody jednotlivých elektrod; b) detail elektrod s jejich svody [31].....	54
Obr. 31 Povrchové EMG měřeno na svalu předloktí (musculus brachialis) tištěnými (spodní graf) a konvenčními elektrodami (horní graf) [31]	55
Obr. 32 Tričko s našitými elektrodami a připojenými vodiči [32]	56
Obr. 33 Průběhy EKG naměřené a) elektrodami na tričku; b) klasickými elektrodami [32]	57
Obr. 34 Elektroda tvořena a) nevodivým polymerem potaženým kovem; b) EPDM s vodivými přísadami [33].....	58
Obr. 35 EKG průběhy naměřené klasickými Ag/AgCl elektrodami (modrá) a EPDM suchými elektrodami (červená) [33]	58
Obr. 36 Graf přesnosti měření jednotlivých elektrod při dvaceti opakováních [33].....	59
Obr. 37 Čtyři různé textilní elektrody [34].....	60
Obr. 38 Celkové shrnutí průměrů a rozptýlení jednotlivých měření jednotlivých elektrod [34].....	60
Obr. 39 Textilní elektrody obsahující vodivé složky a) stříbro 30 %; b) PEDOT; c) NW170-PI-15; d) T-PI-50 [35].....	61
Obr. 40 Průběhy EKG naměřené a) Ag/AgCl elektrody; b) stříbro 30 %; c) PEDOT; d) NW-170-PI-15; e) T-PI-50 [35].....	62
Obr. 41 Dřevěný rám s připevněnou tkaninou ponořený do roztoku Anilinu HCl.....	66
Obr. 42 Promývání tkaniny upevněné na dřevěném rámu v reakční směsi.....	67
Obr. 43 Zatížení ponořeného dřevěného rámu s připevněnou tkaninou v reakční směsi.....	67
Obr. 44 Bavlněná tkanina pokrytá standardním polyanilinem	68
Obr. 45 Uhlíková tkanina pokrytá standardním polyanilinem	68
Obr. 46 Bavlněná tkanina pokrytá standardním polypyrrolem.....	69
Obr. 47 Rub a líc a) PANI elektrody z bavlny; c) PPy elektrody z bavlny; c) PANI elektrody z uhlíkové tkaniny.....	70
Obr. 48 Popruh s připevněnými PPy elektrodami a připojenými vodiči.....	71
Obr. 49 Měření jednosvodového EKG na hrudníku s využitím popruhu	72
Obr. 50 Průběh jednosvodového EKG naměřeného končetinovými klipsovými Ag/AgCl elektrodami	72
Obr. 51 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PANI elektrodami z bavlněné tkaniny	73
Obr. 52 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny	74

Obr. 53 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PPy elektrodami z bavlněné tkaniny	74
Obr. 54 Měření jednosvodového EKG na hrudníku s přilepenými krokosvorkami lepicí páskou	76
Obr. 55 Průběh jednosvodového EKG naměřeného PANI elektrodami z bavlny po úpravě měřicího řetězce	77
Obr. 56 Průběh jednosvodového EKG naměřeného PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny po úpravě měřicího řetězce.....	77
Obr. 57 Průběh jednosvodového EKG naměřeného PPy elektrodami z bavlny po úpravě měřicího řetězce	78
Obr. 58 Průběh jednosvodového EKG naměřeného končetinovými klipsovými Ag/AgCl elektrodami s naneseným gelem	78
Obr. 59 Zapojení řetězce pro současné měření jednosvodového EKG na hrudníku polymerovými a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami.....	80
Obr. 60 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu.....	81
Obr. 61 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny včetně průběhu vypočítaného rozdílu	82
Obr. 62 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PPy elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu	83
Obr. 63 Upevnění polymerových a klipsových Ag/AgCl elektrod na a) levou nohu; b) obě ruce	85
Obr. 64 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na končetinách klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu.....	86
Obr. 65 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na končetinách klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny včetně průběhu vypočítaného rozdílu	87
Obr. 66 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na končetinách klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PPy elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu	88
Obr. 67 Rub a líc rozpadající se PANI elektrody z uhlíkové tkaniny	90
Obr. 68 Na skleněném rámečku jsou namotány a) polyesterová nit; b) lněná nit	92
Obr. 69 Na skleněném rámečku jsou namotány a) monofilová nit; b) silonový vlasec	93
Obr. 70 Na skleněném rámečku jsou namotány a) polyesterová nit; b) lněná nit	93
Obr. 71 Charakteristické zabarvení reakční směsi.....	94
Obr. 72 Ukázkové zapojení měřicího řetězce pro testování polymerových vodičů.....	95
Obr. 73 Zapojení měřicího řetězce pro naměření referenčního EKG klasickými vodiči	95
Obr. 74 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči	96

Obr. 75 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči z monofilové nitě	96
Obr. 76 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči z polyesterové nitě	96
Obr. 77 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči z lněné nitě	97
Obr. 78 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči ze silonového vlasce.....	97
Obr. 79 Ukázkové zapojení měřícího řetězce pro testování polymerových vodičů.....	99
Obr. 80 Zapojení měřícího řetězce pro naměření referenčního EKG klasickými vodiči	99
Obr. 81 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z technické stuhy včetně průběhu vypočítaného rozdílu	100
Obr. 82 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči a vodiči z čistého uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu.....	101
Obr. 83 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu	102
Obr. 84 Spojení polymerové elektrody s izolovaným polymerovým vodičem a) líc; b) rub	105
Obr. 85 Zapojení měřícího řetězce pro naměření jednosvodového EKG na hrudníku PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a zároveň jednorázovými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči	106
Obr. 86 Průběhy jednosvodových EKG naměřených na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči a PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu.....	107
Obr. 87 Tričko s našitými obinadly a rozmístěnými polymerovými elektrodami a vodiči	110
Obr. 88 Zapojení měřícího řetězce pro naměření jednosvodového EKG z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a zároveň jednorázovými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči.....	111
Obr. 89 Průběhy jednosvodových EKG naměřených vsedě nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu	112
Obr. 90 Průběhy jednosvodových EKG při simulování běhu naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna.....	114
Obr. 91 Průběhy jednosvodových EKG při simulování chůze naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna.....	115

Obr. 92 Průběhy jednosvodových EKG při vzpažení naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna	116
Obr. 93 Průběhy jednosvodových EKG při předpažení naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna	117
Obr. 94 Průběhy jednosvodových EKG při předklonu naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna	118
Obr. 95 Průběhy jednosvodových EKG při dřepu naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna	118
Obr. 96 Ukázka návrhu finálního prototypu trička pro měření EKG	120

Seznam tabulek

Tab. 1 Parametry vybraných bioelektrických signálů, upraveno z [5][8]	24
Tab. 2 Hodnoty elektrických odporů všech napolymerovaných tkanin	70
Tab. 3 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na hrudníku) PANI elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami	81
Tab. 4 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na hrudníku) PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami	82
Tab. 5 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na hrudníku) PPy elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami	83
Tab. 6 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na končetinách) PANI elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami	86
Tab. 7 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na končetinách) PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami.....	87
Tab. 8 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na končetinách) PPy elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami.....	89
Tab. 9 Výsledky všech korelačních koeficientů z měření na hrudníku a končetinách.....	90
Tab. 10 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat klasickými vodiči a PANI vodiči z technické stuhu.....	101
Tab. 11 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat klasickými vodiči a vodiči z čistého uhlíkového vlákna.....	102
Tab. 12 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat klasickými vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna	103
Tab. 13 Shrnutí výsledků korelačních koeficientů z testování alternativních vodičů	103
Tab. 14 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči	107
Tab. 15 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat vsedě PPy elektrodami z bavlny (umístěných na tričku) s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči	113

1 Úvod

Měření elektrokardiogramu má své nezastupitelné místo v klinické lékařské praxi. Z naměřeného EKG lze odhalit, zda pacient netrpí srdeční vadou, chorobou anebo onemocněním srdce, které se nemusí okamžitě projevit. Snímání celkového 12-ti svodového EKG nemusí být pro některé pacienty pohodlné, může být i stresující a vyžaduje návštěvu pacienta ve zdravotnickém zařízení. Vizí odborníků je umožnění plnohodnotného snímání EKG pacientů z pohodlí jejich domova. Pacient by si na sebe obléknul speciálně upravené tričko s umístěnými elektrodami i vodiči a snímání EKG by probíhalo v pohodlí jeho domova bez přítomnosti zdravotnického personálu. V praxi běžně využívané biopotenciálové elektrody (např. Ag/AgCl) a vodiče mají řadu nevýhod jako je např. nutnost použití elektrovedivého gelu nebo pasty, nemožnost jejich využití v průběhu vyšetření na počítačové tomografii a magnetické rezonanci, a proto jsou z hlediska pohodlí uživatele a efektivity použití nevhodné pro účel snímání EKG z trička. Z těchto důvodů je v dnešní době pozornost zaměřená na nové materiály, které by umožnily vyrobení alternativních biopotenciálových elektrod a vodičů umožňujících uživatelsky jednoduché a komfortní snímání EKG pomocí trička. Jedním z těchto materiálů jsou vodivé polymery (polyanilin a polypyrrol), které jsou použité v praktické části bakalářské práce. Polyanilin a polypyrrol mají oproti ostatním materiálům velikou výhodu. Lze s nimi pokrýt téměř jakýkoliv povrch, nevyžadují přítomnost elektrovedivého gelu nebo pasty a vykazují elektrickou vodivost na úrovni polovodičů bez přítomnosti kovu ve svém složení. Tím pádem by elektrody a vodiče vyrobené z polyanilinu nebo polypyrrolu mohly být použity i v průběhu vyšetření na počítačové tomografii a magnetické rezonanci.

V teoretické části bakalářské práce jsou popisovány základní bioelektrické signály generované lidským tělem, problematika biopotenciálových elektrod a úvod do vodivých polymerů, které jsou využívány v praktické části bakalářské práce.

Praktická část bakalářské práce je zaměřena na návrh a realizaci nekovových biopotenciálových elektrod včetně jejich svodů (vodičů) s využitím vodivých polymerů (polyanilinu a polypyrrolu) s jejich následným připevněním na tričko, aby bylo možné pomocí takového trička kontinuálně snímat EKG.

2 Tělo jako zdroj biosignálů

Signály, které jsou generované v živém organismu, nazýváme jako tzv. biologické signály neboli biosignály. Do skupiny biosignálů patří mimo jiné i signály generované v lidském těle. Tyto biosignály mohou mít charakter změn chemických koncentrací a teplot, proměnlivého magnetického pole, mechanických pohybů, zvuků, průběhů elektrických napětí atd. V podstatě jsou zdrojem důležitých informací o stavu lidského organismu (fyziologický stav, patologické stavy atd.), a proto je jejich snímání diagnosticky přínosné. Snímat biosignály můžeme na základě spontánní aktivity organismu. Takové signály nazýváme nativní signály. Jestliže je budeme zaznamenávat po působení záměrného (cíleného) podnětu, pak hovoříme o tzv. evokovaných signálech. [1][2]

Biosignály generované lidským organismem lze rozdělit podle jejich fyzikální podstaty na bioelektrické, bioimpedanční, biomagnetické, biomechanické, bioakustické, biooptické a biochemické signály. V následující podkapitole budou popisovány pouze bioelektrické signály. [1]

2.1 Bioelektrické signály

Excitovatelné buňky tvoří nejdůležitější biosystémy. Elektrochemickou aktivitou excitovatelných buněk vznikají iontové procesy, se kterými souvisejí bioelektrické signály. Mezi excitovatelné buňky se řadí např. svalové, nervové buňky a buňky myokardu. [1][3]

Membrány excitovatelných buněk mají totiž schopnost generovat akční potenciály (vyvolávající protékání proudu okolní tkáň buňky) a právě při jejich generaci dochází k iontovým procesům. Vznik a průběh akčního potenciálu závisí na druhu excitovatelné buňky a probíhá ve zjednodušené verzi následujícím způsobem. [1][3][4]

Buněčná membrána setrvává na hodnotě klidového membránového potenciálu. Její hodnota závisí na druhu buňky a pohybuje se v rozmezí od -60 do -100 mV. Jakmile se změní propustnost membrány pro dané ionty, změní se membránové napětí ze záporných hodnot na kladné (fáze depolarizace a transpolarizace). Poté opět dochází ke změně propustnosti buněčné membrány pro určité ionty a k navrácení potenciálu buněčné membrány na hodnotu klidového membránového potenciálu (fáze depolarizace a obnovení klidového stavu). V případě buněk myokardu se vyskytuje mezi fázemi transpolarizace a repolarizace ještě fáze plató. Fáze plató je způsobena otevřením pomalého kanálu kationtů Ca^{2+} . K dalším iontům, uplatňovaným během akčního potenciálu, patří ionty K^+ , Na^+ , Cl^- . V průběhu akčního potenciálu nervové buňky se vyskytuje ještě fáze hyperpolarizace mezi fázemi repolarizace a obnovením klidového stavu. Během akčního potenciálu nervové buňky se uplatňují ionty K^+ , Na^+ a Cl^- . [3][4][5]

Excitovatelnou buňku lze podráždit patřičným podnětem (např. proudem) a vyvolat akční potenciál. Stimulační podnět musí být dostatečně velký, aby překonal prahovou hodnotu membránového napětí a vyvolal akční potenciál. V opačném případě by nedošlo k vyvolání akčního potenciálu a membránové napětí buňky by dále setrvalo na hodnotě klidového membránového potenciálu. [3]

Jednou z dalších podmínek pro vyvolání akčního potenciálu buňky je působení stimulačního podnětu na buňku mimo její absolutní refrakterní dobu. V této době buňka nereaguje na další podněty. Pokud stimulační podnět působí na buňku v době její relativní refrakterity, může vyvolat akční potenciál pouze tehdy, má-li stimulační podnět mnohem vyšší intenzitu, než kdyby působil na buňku ve stavu jejího fyziologického klidu. [3][4]

Šíření akčního potenciálu a tedy přenosu signálu mezi buňkami probíhá tak, že na podrážděné buňce vznikne akční potenciál, který následně podráždí membrány okolních buněk. Tím na okolních buňkách vzniknou akční potenciály, které podráždí membrány svých sousedních buněk a celý proces tímto způsobem pokračuje dál a dál. Směr šíření akčního potenciálu je od buněk nedávno podrážděných k buňkám, které podrážděné ještě nebyly. Je to způsobené právě refrakterní dobou buněk. [3][6]

Důležitým mechanismem je šíření akčního potenciálu, neboť umožňuje např. nervovému systému komunikovat jak na krátké tak i na dlouhé vzdálenosti a srdečnímu svalu provádět kontrakce. [3]

Jelikož se elektrické pole dobře šíří biologickým prostředím, je možné na určitých místech pacienta povrchově (neinvazivně) snímat některé bioelektrické signály jakými jsou EKG, EEG, povrchové EMG, EOG atd. Nemusíme tak pacienta v některých případech zatěžovat invazivním snímáním. Bohužel v některých případech se invazivnímu snímání nelze vyhnout např. snímání ECoG, EG, invazivního EMG, nitrožilového EGG atd. [1][3][5][6]

Také můžeme snímat rozdíl elektrického potenciálu napříč buněčnou membránou jedné buňky pomocí intracelulárních elektrod. [6]

V následujících podkapitolách budou popisovány vybrané bioelektrické signály.

2.1.1 Elektroencefalogram (EEG)

Elektroencefalogram reprezentuje elektrickou aktivitu mozku snímanou povrchovými elektrodami. Pro účely klinické neurofyzologie se využívá rozmístění elektrod na povrchu hlavy podle mezinárodního standardu označovaného jako tzv. systém 10-20 (běžně využívaný) nebo jeho rozšířené verze tzv. systém 10-10. Každá elektroda zaznamenává rozdíl napětí mezi sebou samou a referenční elektrodou. Ve speciálních případech můžeme invazivně snímat elektrickou aktivitu mozku. Takový záznam se nazývá elektrokortikogram (zkráceně ECoG). ECoG můžeme naměřit umístěním elektrod přímo na povrch mozkové kůry nebo pomocí implantabilních elektrod. [3][6][7]

Z diagnostického hlediska se EEG a ECoG využívají nejen pro zhodnocení aktivity tzv. pozadí (mozkových rytmů), ale také pro zhodnocení různých mozkových poruch. Řadí se zde např. studování poruch spánku nebo určení druhu a místa aktivity zpozorované během epileptického záchvatu atd. Pozadí je konvenčně rozděleno do 5 různých frekvenčních pásem označovaných jako delta, theta, alpha, beta a gamma rytmus. [3][7]

Napěťové a frekvenční hodnoty EEG a ECoG jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.2 Evokované potenciály (EP)

Evokované potenciály představují reakci mozku na standardní stimulační podnět, kterým může být např. kliknutí, elektrický impuls přivedený na nerv, záblesky světla, série zvuků atd. Evokované potenciály dělíme podle druhu stimulačního podnětu na sluchové evokované potenciály (zkráceně AEP), vizuální evokované potenciály (zkráceně VEP) a somatosenzorické evokované potenciály (zkráceně SEP). Jestliže mozek reaguje na specifický stimulační podnět, vyvolá se evokovaná elektrická reakce, která je obvykle desetkrát menší než tzv. pozadí. Aby byla evokovaná aktivita mozku viditelná, používá se průměrování signálu. Průměrování signálu využívá skutečnost, že reakce je časově spjatá se stimulačním podnětem, zatímco tzv. pozadí nemá časovou souvislost se stimulačním podnětem. Tyto reakce jsou zpracovávány buď ve frekvenční anebo v časové oblasti. Pro

snímání evokovaných potenciálů se využívá podobného uspořádání elektrod jako při snímání EEG. [3][5][6][7]

Napěťové a frekvenční hodnoty AEP, VEP a SEP jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.3 Elektrokardiogram (EKG)

Elektrokardiogram je záznam elektrické aktivity srdce, která souvisí se synchronizovanou svalovou kontrakcí (depolarizací) a svalovou relaxací (repolarizací) obou srdečních předsíní a komor umožňující pumpovat krev a rozvádět ji do celého těla. Ve stavu fyziologického zdraví začíná jeden cyklus depolarizace v sinoatriálním (zkráceně SA) uzlu, ze kterého se šíří jako vlna napříč předsíní na atrioventrikulární (zkráceně AV) uzlík a poté na Hisův svazek. Z Hisova svazku se depolarizace dále šíří levým a pravým Tawarovým raménkem a rozvádí se do zbytku komor pomocí Purkyňových vláken. Tento depolarizační proces je okamžitě následován repolarizační fází. V důsledku synchronizace jednotlivých buněčných aktivit, je elektrické pole generované srdcem tak silné, že EKG může být měřeno téměř kdekoli na těle. [3][6][7]

V běžné klinické praxi se pro záznam EKG hojně využívá 12-ti svodového EKG. 12-ti svodové EKG je definováno kombinací tří různých svodových systémů, kterými jsou Einthovenovy bipolární končetinové svody (značí se I, II, III), Goldbergovy unipolární končetinové svody (značí se aVR, aVL, aVF) a Wilsonovy unipolární hrudní svody (značí se V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆). [5] Využívá se 10 povrchových elektrod umístěných na standardizovaných místech povrchu těla. Z těchto 10 elektrod je 9 měřících elektrod a 1 elektroda, umístěná na pravé noze, slouží pro napájení signálem k odstranění souhlasného napětí. [3][4][5]

EKG představuje standardní klinický postup pro vyšetření srdečních chorob jako je např. infarkt myokardu. [3]

V případě snímání elektrické aktivity intrakardiálně, kdy jsou elektrody umístěny přímo uvnitř srdce, se takový záznam nazývá elektrogram (zkráceně EG). EG signál je používán v implantabilních zařízeních např. v kardiostimulátorech. [3]

Napěťové a frekvenční hodnoty EKG jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.4 Akční potenciály (Ap)

Vznik a šíření akčního potenciálu buňky jsou popisovány výše v kapitole s názvem Bioelektrické signály.

Pro zaznamenání akčních potenciálů izolovaných buněk jsou využívány mikroelektrody. Např. aktivita jednotlivých neuronů může být zaznamenána použitím mikroelektrod se špičkou v průměru okolo 1 μm. Jestliže jsou obě snímací elektrody umístěny mimo buňku, můžeme zaznamenat extracelulární proudy, které souvisejí s akčními potenciály. Na druhou stranu, pokud se jedna elektroda z dvojice snímacích elektrod nachází uvnitř neuronu, tak můžeme přímo naměřit membránový potenciál této buňky. [5][7]

Napěťové a frekvenční hodnoty Ap jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.5 Elektromyogram (EMG)

EMG zaznamenává elektrickou aktivitu kosterního svalstva, které produkuje elektrický proud. Tento proud je obvykle úměrný úrovni svalové aktivity. Můžeme zaznamenávat povrchové a intramuskulární EMG. Snímání povrchového EMG vyžaduje umístění elektrod na povrchu kůže

v místech, kde se nachází vyšetřovaný sval. Pro potřeby intramuskulárního snímání EMG se jehlová elektroda aplikuje skrze kůži do požadovaného svalu. [3][6]

EMG se používá k zjištění abnormální svalové aktivity, která se vyskytuje u mnohých onemocnění např. u poranění nervů dolních a horních končetin, zánětů svalů, svalové dystrofie. [3]

Napěťové a frekvenční hodnoty EMG jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.6 Elektroneurogram (ENG)

Jestliže budeme stimulovat periferní nerv daným elektrickým šokem, můžeme zaznamenat reakci daného nervu podél jeho délky, tedy elektroneurogram. Pokud stimulujeme nerv na dvou různých místech od sebe oddělených definovanou vzdáleností, můžeme odhadnout rychlost šíření vzruchu ze vzdálenosti, o kterou jsou výsledné průběhy dvou signálů odděleny. ENG může být naměřeno invazivně ale také neinvazivně. [3][5]

ENG se používá k určení rychlosti šíření vzruchu daného nervu, čímž pomáhá při určení diagnózy poranění nervu. [3][5]

Napěťové a frekvenční hodnoty ENG jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.7 Elektroretinogram (ERG)

ERG je používán pro zkoumání elektrických potenciálů generovaných oční sítnicí v průběhu stimulace světlem. ERG můžeme zaznamenat dvěma způsoby. Použitím mikroelektrody nebo elektrody ve tvaru kontaktní čočky. V případě mikroelektrody se zaznamenává ERG na povrchu sítnice. Elektroda ve tvaru kontaktní čočky zaznamenává ERG na rohovce. [3][5]

Jeho zaznamenání je užitečné pro zhodnocení elektrické reakce tyčinek a čípků oka. Abnormální ERG je zaznamenáno např. při odchlípení sítnice nebo arterioskleróze sítnice. [3]

Napěťové a frekvenční hodnoty ERG jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.8 Elektrookulogram (EOG)

EOG je záznam rohovko-sítnicového potenciálu, který je úměrný vertikálním a horizontálním pohybům oka. Tímto způsobem můžeme objektivně kvantifikovat směr pohledu. EOG se zaznamenává povrchovými elektrodami situovaných okolo oční bulvy. Jedna elektroda je umístěna nad okem a druhá pod okem (snímání horizontální složky). Třetí elektroda se umístí napravo od očního koutku a čtvrtá nalevo od očního koutu (snímání vertikální složky). Pro potřeby unipolárního měření se používá také referenční elektroda. Ta se umístí např. na krk, doprostřed čela, na ušní lalůček. [3][5]

U pacientů trpících poruchami spánku je potřebné zaznamenat přítomnost rychlých očních pohybů pro stanovení určitých stádií spánku. Z toho důvodu se EOG zaznamenává také u těchto pacientů. EOG je rovněž zaznamenáván pro zkoumání nystagmu např. u pacientů, kteří trpí točením hlavy a závratí. [3]

Napěťové a frekvenční hodnoty EOG jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

2.1.9 Elektrogastrogram (EGG)

EGG je záznam impulsů, které se šíří svalovinou žaludku a řídí její kontrakce. EGG je snímáno, pokud svaly anebo nervy žaludku nefungují správně, např. když žaludek nevyprázdí potravu normálním způsobem. EGG lze měřit perkutánně nebo nitrožaludečně. V rámci perkutánního způsobu měření jsou elektrody rozmístěny na břišní stěně. [3][5]

Žaludeční svaly zdravých jedinců generují periodický signál. Po přijetí jídla se hodnota amplitudy takového signálu zvětší. Normální frekvence žaludečního rytmu se pohybuje okolo 0,05 Hz. Často nepravidelný rytmus se vyskytuje u symptomatických pacientů. Někdy po přijetí jídla se hodnota amplitudy u těchto pacientů nezvětší. [3]

Napěťové a frekvenční hodnoty EGG jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

Tab. 1 Parametry vybraných bioelektrických signálů, upraveno z [5][8]

Bioelektrický signál	Snímač	Frekvenční pásmo (Hz)	Napěťový rozsah (peak-peak)
Ap	mikroelektrody	10–2000	10 μ V–100 mV
Ep	povrchové elektrody		0,1–20 μ V
VEP		1–300	1–20 μ V
SEP		2–3000	
AEP		100–3000	0,5–10 μ V
ENG	podpovrchové elektrody	0,01–1000	5 μ V–10 mV
EEG	povrchové elektrody	0,1–100	5–300 μ V
	podpovrchové elektrody	0,1–100	5 μ V–10 mV
ECoG	povrchové elektrody	0,1–100	5 μ V–10 mV
EKG	povrchové elektrody	0,01–250	0,5–5 mV
EMG	povrchové elektrody	0,01–10000	0,1–10 mV
	podpovrchové elektrody	0,01–10000	50 μ V–5 mV
ERG	přísavná elektroda	0,2–50	5 μ V–1 mV
EOG	mikroelektrody	0,05–100	10 μ V–5 mV
EGG	nitrožaludeční elektrody	0,01–5	0,1–10 mV
	povrchové elektrody	0,01–5	10–500 μ V

3 Biopotenciálové elektrody

Biopotenciálové elektrody se využívají pro snímání různých biopotenciálových signálů člověka např. EKG, EMG, EEG, EGG, EOG a dalších (viz výše kapitola Tělo jako zdroj biosignálů). Snímání lidských biopotenciálů není zdaleka tak jednoduché jak by se mohlo zdát. Lidské tělo vede elektrický proud pomocí volných iontů obsažených v jeho extracelulárních a intracelulárních tekutinách. Naproti tomu ve vodičích používaných v elektrotechnice je elektrický proud přenášen pomocí volných elektronů. Funkci převodníku elektrického náboje mezi lidským tělem a elektrickým přístrojem zastává právě biopotenciálová elektroda. [5][9]

3.1 Půlčlánkový potenciál

Pro snímání biopotenciálových signálů je důležitý přenos elektrického náboje mezi elektrolytem a elektrodou. Tento přenos je zajištěn oxidačními a redukčními reakcemi, ke kterým dochází mezi elektrolytem a elektrodou. Nejdříve bude popsán případ, kdy do elektrolytu bude ponořena elektroda nepřipojená k vnějšímu elektrickému obvodu. [5]

Oxidační reakci mezi elektrodou a elektrolytem můžeme obecně napsat ve tvaru: [5]



proměnné:

- X..... obecný symbol pro chemickou látku (obecně prvek nebo sloučeninu)
- X(s)..... pevné skupenství chemické látky
- X(aq)..... kapalně skupenství chemické látky
- n..... počet uvolněných elektronů

Při oxidaci může nastat situace, kdy z neutrálního atomu elektrody vznikne kationt, který se poté vyloučí do elektrolytu, za současného uvolnění určitého počtu elektronů. Tyto elektrony, které se uvolnily při oxidaci, jsou nyní volnými nosiči náboje v elektrodě. [5]

Redukční reakci mezi elektrodou a elektrolytem můžeme obecně napsat ve tvaru: [5]



proměnné:

- X..... obecný symbol pro chemickou látku (obecně prvek nebo sloučeninu)
- X(s)..... pevné skupenství chemické látky
- X(aq)..... kapalně skupenství chemické látky
- m..... počet kationtem získaných elektronů

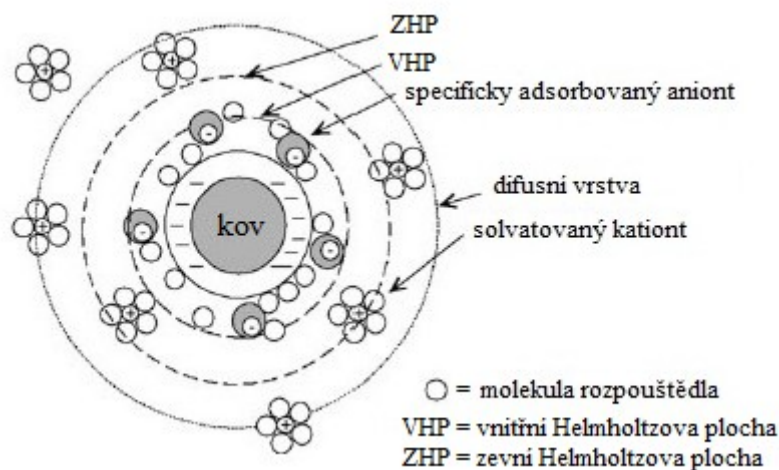
Při redukci může nastat situace, kdy je kationt redukován na neutrální atom po přijetí určitého počtu volných elektronů. Kationt se před redukováním nachází v elektrolytu a elektrony, které se podílejí na redukci kationtu, jsou obsaženy v elektrodě (v materiálu elektrody). Takto vzniklý neutrální atom se může usadit na povrchu elektrody. [5]

Oxidace nebo redukce na rozhraní elektroda-elektrolyt vedou k vytvoření dvojvrstvy elektrického náboje. Dvojvrstva elektrického náboje se ve zjednodušeném modelu vytvoří přesunem a uspořádáním iontů elektrolytu do dvou opačně nabitých paralelních vrstev v blízkosti elektrody.

[10][11][12]

Ve skutečnosti je mechanismus vytvoření dvojvrstvy elektrického náboje složitější a probíhá podle následujícího principu. [12]

Kovová elektroda nepřetržitě generuje na rozhraní elektroda-elektrolyt soubor nábojů o stejné polaritě. V elektrolytickém roztoku rozhraní elektroda-elektrolyt vytváří molekuly polárního rozpouštědla a specificky adsorbované ionty nebo molekuly první vrstvy. Tato vnitřní vrstva (Sternova nebo Helmholtzova vrstva) se rozprostírá v místech, kde mají specificky adsorbované ionty svá elektrická centra (na Obr. 1 jako vnitřní Helmholtzova plocha). Nabité ionty se v elektrolytu obklopují molekulami rozpouštědla a vznikají tzv. micely nebo solvatované ionty. Jelikož jsou tyto ionty velmi dobře izolované, interagují s vodivým povrchem elektrody především prostřednictvím elektrostatických sil. Rozměr těchto iontů a jejich nespecifický adsorpční mechanismus vede k vytvoření prostorově rozptýlené vnější vrstvy. Tato vnější vrstva se rozprostírá od míst, kde mají solvatované ionty svá elektrická centra (na Obr. 1 jako zevní Helmholtzova plocha), až do většiny roztoku. [12]



Obr. 1 Model rozhraní elektroda-elektrolyt, upraveno podle [12]

Vytvořená dvojvrstva elektrického náboje vykazuje elektrický potenciál označovaný jako půlčlankový potenciál E . [5][10][11]

Půlčlankový potenciál lze vypočítat z následující Nernstovy rovnice: [5]

$$E = E^{\circ} + \frac{RT}{nF} \cdot \ln\left(\frac{a_O}{a_R}\right) \quad (3.3)$$

proměnné:

- E [V]půlčlankový potenciál
- E° [V]standardní půlčlankový potenciál
- R [$J \cdot mol^{-1} \cdot K^{-1}$]plynová konstanta
- T [K]termodynamická teplota
- n [-]valence iontů
- F [$C \cdot mol^{-1}$]Faradayova konstanta
- a_O [$mol \cdot l^{-1}$]aktivita iontů oxidované látky
- a_R [$mol \cdot l^{-1}$]aktivita iontů redukované látky

Velikost půlčlankového potenciálu elektrody, jak je zřejmé z rovnice (3.3), závisí na materiálu elektrody, koncentraci iontů v elektrolytu a teplotě. [11]

Na materiálu elektrody a složení elektrolytu také závisí, zda budou na rozhraní elektroda-elektrolyt probíhat oxidační a redukční reakce, nebo jestli bude jedna z nich převažovat nad druhou. Takovou dominantní reakci lze poznat podle směru protékání proudu. Jestliže proud protéká z elektrody do elektrolytu, jedná se o oxidaci. Pokud ale proud protéká z elektrolytu do elektrody, pak se jedná o redukci. [5][11]

V následujícím odstavci bude popsán případ, kdy do jednoho elektrolytického roztoku budou ponořené dvě elektrody, obě vyrobené z různých kovů (např. jedna elektroda bude vyrobena ze stříbra a druhá ze zinku). Každá elektroda bude vytvářet svůj půlčlankový potenciál. Jelikož jsou obě elektrody vyrobené z různých kovů, tak jejich půlčlankové potenciály nebudou stejné a vznikne mezi nimi rozdíl potenciálů. Rozdíl potenciálů zapříčiní vznik elektrického proudu, který protéká vnějším obvodem. Potenciálový rozdíl, někdy označovaný jako napěťový offset elektrody, je definován následující rovnicí: [10]

$$E_r = E_A - E_B \quad (3.4)$$

proměnné:

E_r rozdíl půlčlankových potenciálů elektrod A, B

E_A půlčlankový potenciál elektrody označené jako A

E_B půlčlankový potenciál elektrody označené jako B

(upraveno podle [10])

Nulového napěťového offsetu elektrody dosáhneme tehdy, pokud obě elektrody budou vyrobeny ze stejných materiálů. Používání elektrod vyrobených ze stejných materiálů je běžným postupem v rámci snímání biopotenciálových signálů. [10]

Při snímání biosignálů biopotenciálovou elektrodou nebude její polarita po celou dobu měření stejná, ale bude se měnit. Je to způsobeno změnami v koncentracích iontů různých prvků a sloučenin obsažených v tělních elektrolytech v průběhu různých biofyzikálních dějů. Na základě těchto změn bude docházet k oxidačním i redukčním reakcím a tím pádem ke změnám polarity. Výsledná polarita půlčlankového potenciálu bude záviset na tom, která z reakcí bude dominantní. Pokud se biopotenciálové signály budou snímat invazivně, bude potenciál elektrody záviset hlavně na jejím standardním půlčlankovém potenciálu, protože tělní elektrolyty obsahují ionty ve velmi malých koncentracích (řádově $10^{-7} \text{ mol}\cdot\text{l}^{-1}$). [5]

Vznik půlčlankového potenciálu u bioelektrody je nežádoucím jevem. Typický půlčlankový potenciál bioelektrody je zhruba 1,5 V, což je více než tisíckrát větší hodnota napětí než u snímaných biosignálů. Velikost napětí a další parametry vybraných biosignálů jsou zaznamenány v tabulce výše viz Tab. 1. Jelikož neznáme přesnou velikost půlčlankového potenciálu, nelze tuto chybu měření odstranit. [5][10]

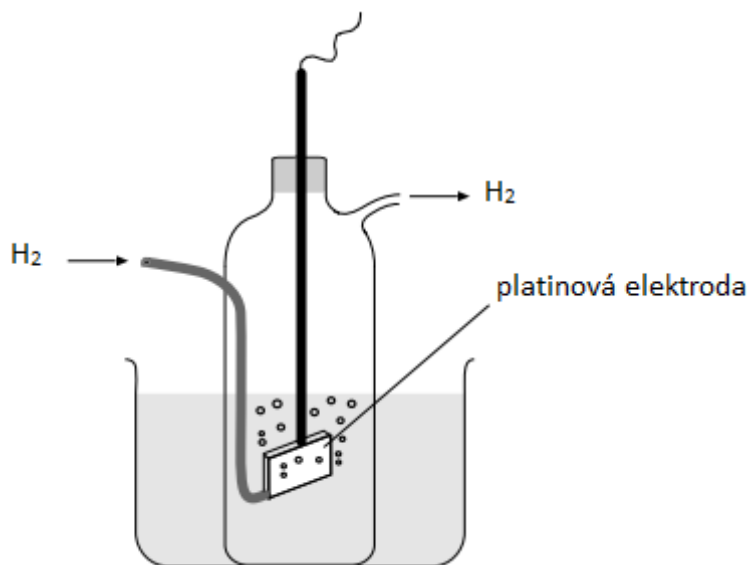
3.2 Referenční elektrody

Půlčlankový potenciál sice lze vypočítat podle Nernstovy rovnice (3.3), ale pouze teoreticky. Prakticky se při určení půlčlankového potenciálu elektrody postupuje jiným způsobem. Půlčlankový potenciál nelze jednoduše změřit připojením elektrody, k voltmetru, jelikož nejsme schopni zajistit vodivé spojení mezi jednou svorkou voltmetru a elektrolytem. Proto měříme rozdíl potenciálů mezi půlčlankovým potenciálem měřené elektrody a půlčlankovým potenciálem (známe jeho velikost)

druhé elektrody. Takovou elektrodu nazýváme standardní. Mezi standardní elektrody se řadí mimo jiné vodíková a kalomelová elektroda. [5][11][13]

3.2.1 Standardní vodíková elektroda

Standardní vodíková elektroda (SHE) sestává z platinového drátku pokrytého platinovou černí (prášková platina) umístěného v HCl (viz Obr. 2). Elektroda a kyselina chlorovodíková se nacházejí v baňce. V blízkosti elektrody dochází k probublávání vodíku, který je poté vázán platinovou černí. SHE má nulový standardní půlčlankový potenciál při přesně daných podmínkách, kterými jsou: koncentrace kyseliny chlorovodíkové musí být $1,18 \text{ mol} \cdot \text{l}^{-1}$ (při této koncentraci nastane jednotková aktivita vodíku) při teplotě $25 \text{ }^\circ\text{C}$ a parciálním tlaku probublávajícího vodíku $9,80665 \cdot 10^4 \text{ Pa}$. [2][5][11][13]



Obr. 2 Standardní vodíková elektroda, upraveno z [14]

Na SHE probíhají oxidace a redukce v závislosti na polaritě půlčlankového potenciálu elektrody připojené k SHE. [5]

Reakce probíhající v okolí elektrody lze popsat následující chemickou rovnicí: [11]



v rovnici:

(g) označuje plynné skupenství látky

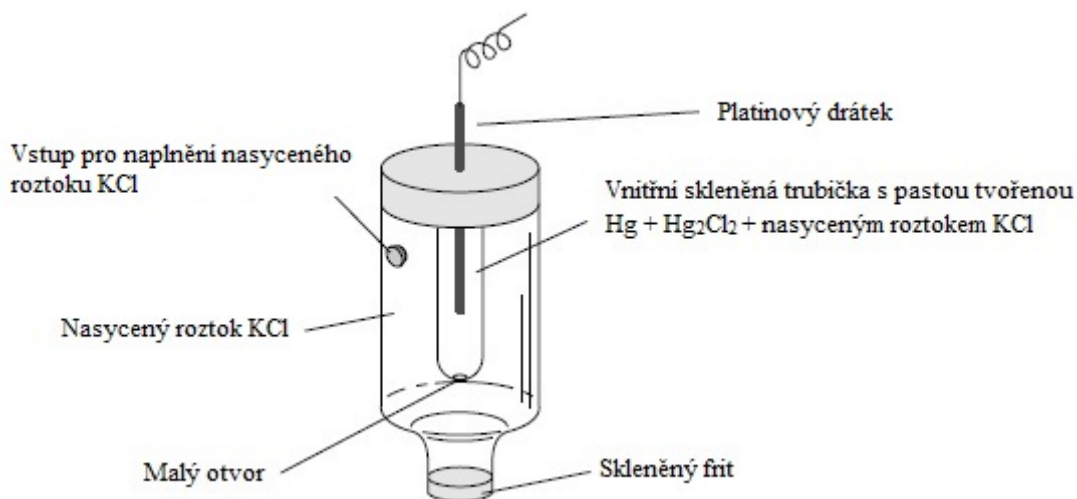
(aq)..... označuje kapalné skupenství látky

Na druhou stranu, SHE je pouze model, ke kterému se dá s určitou nepřesností jen přiblížit (např. je možné vytvořit SHE s napětím okolo 5 mV). Je to způsobeno neudržitelností požadované hodnoty aktivity iontů vodíku po dostatečně dlouhou dobu, což je nevyhovující. I když se SHE nepoužívá pro praktické měření, využívá se pro výpočty a srovnávání. [5]

3.2.2 Kalomelová elektroda

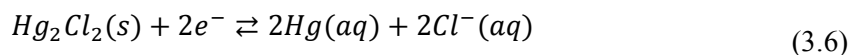
Na rozdíl od vodíkové elektrody, se kalomelová elektroda často používá v praxi pro měření půlčlankových potenciálů elektrod. Ačkoliv existuje několik variant realizace kalomelové elektrody,

tak v tomto odstavci je popsána pouze jedna z nich (viz Obr. 3). Kalomelová elektroda se skládá z vnitřní skleněné trubičky a vnějšího skleněného pouzdra. Vnitřní skleněná trubička obsahuje pastu vytvořenou ze rtuti, chloridu rtuťného (kalomelu) a pár kapek nasyceného roztoku KCl. Do pasty je ponořený platinový drátek připojený k přívodnímu vodiči. Vnitřní skleněná trubička je uložena ve skleněném pouzdru, který je vyplněný nasyceným roztokem KCl. Na spodní části vnitřní skleněné trubičky se nachází malý otvor pro zajištění vodivého spojení mezi pastou a nasyceným roztokem KCl. Spodní strana skleněného obalu je uzavřena skleněným fritem umožňující vodivé spojení roztoku KCl s elektrolytem, do kterého je kalomelová elektroda v rámci měření ponořena. [2][5][14][15]



Obr. 3 Kalomelová elektroda, upraveno z [14]

Referenční potenciál kalomelové elektrody závisí na koncentraci chloridu v roztoku KCl a na rovnováze následující rovnice: [14]



v rovnici:

- (s)..... označuje pevné skupenství látky
- (aq)..... označuje kapalné skupenství látky

V tomto případě, kdy je roztok KCl nasycený, je elektroda označovaná jako tzv. nasycená kalomelová elektroda (SCE). Výhodami SCE je snadná příprava a stabilní standardní půlčlánkový potenciál, který je při teplotě 25 °C pouhých 0,242 V. [2][5][13][14]

3.3 Polarizace elektrod

Připojíme-li elektrodu k vnějšímu obvodu, začne jí protékat proud a změní se její půlčlánkový potenciál oproti stavu, kdy jí proud neprotékal. Tato změna je známá jako tzv. přepětí. Přepětí je způsobeno změnou v rozložení náboje v roztoku v okolí kontaktu s elektrodou. Tento celý jev je označován jako polarizace elektrody. Přepětí se skládá ze tří základních složek, kterými jsou odporové, koncentrační a aktivační přepětí. [5] [11] [16]

3.3.1 Odporové přepětí

Při protékání proudu přes rozhraní elektroda-elektrolyt dochází k úbytku napětí na nenulovém odporu elektrolytu. Průchod proudu způsobuje nelineární změnu odporu elektrolytu a tím pádem vzniklý úbytek napětí je také nelineární (neřídí se Ohmovým zákonem). [5][11]

3.3.2 Koncentrační přepětí

Protékající proud způsobuje změny v rozložení iontů na rozhraní elektroda-elektrolyt. [11]

3.3.3 Aktivační přepětí

Směr protékajícího proudu určuje, kdy se změní reakce probíhající na elektrodě na jinou (např. z oxidace na redukci a naopak), ale také určuje, která z reakcí bude dominantní. Vzhledem k tomu, že energetická bariéra pro oxidační a redukční reakce je různá, tak aktivační energie závisí na směru protékání proudu. Rozdíl v aktivační energii se projeví jako rozdíl v napětí mezi elektrodou a elektrolytem, což je známé jako aktivační přepětí. [5][9][11]

3.4 Polarizované a nepolarizované elektrody

Elektrody rozdělujeme do dvou kategorií na dokonale nepolarizovatelné a dokonale polarizovatelné v závislosti na tom, jestli na elektrodě nedochází nebo naopak dochází k polarizaci. [5]

Připojíme-li proud na dokonale polarizovatelnou elektrodu, bude proud procházet skrz rozhraní elektroda-elektrolyt ve formě posuvného proudu (bez přímého přenosu náboje skrz rozhraní). Posuvný proud je umožněn změnou v rozložení náboje v elektrolytu v blízkosti elektrody, jež se projeví vytvořením dvojvrstvy elektrického náboje připomínající tvar dvou desek kondenzátoru. Dokonale polarizovatelná elektroda se chová jako kondenzátor a může u ní nastat pouze jeden typ chemické reakce buď oxidace, nebo redukce. [5][9][10][11][12][16]

Pro výrobu elektrod, které jsou svými vlastnostmi blízké dokonalým polarizovatelným elektrodám, se používají čisté ušlechtilé kovy jako například platina. Výhodami ušlechtilých kovů jsou jejich těžká oxidovatelnost a rozpustnost. Protékání proudu rozhraním ušlechtilý kov-elektrolyt způsobí změny především v koncentraci iontů v elektrolytu v blízkosti elektrody, a proto většina vznikajícího přepětí bude tvořena koncentračním přepětím. [5][9][11]

Oproti tomu, dokonale nepolarizovatelné elektrody umožňují volný průchod proudu přes rozhraní elektroda-elektrolyt bez změny rozložení náboje v elektrolytu v blízkosti elektrody. U tohoto typu elektrod nebude docházet k přepětím a vzniklé napětí se nebude měnit s protékajícím proudem.

[9][11][16]

Elektrody blížící se dokonalým nepolarizovatelným elektrodám se obvykle skládají z kovu, na kterém je nanášena jeho poměrně nerozpustná sůl. Elektroda je při měření ponořena do elektrolytu. Tento elektrolyt a sůl pokrývající kov obsahují totožné aniony. Příkladem této skupiny elektrod je Ag/AgCl elektroda, jež se hodně využívá v praxi. [5][11]

Ve skutečnosti nemůžeme vyrobit elektrody, které by byly dokonale polarizovatelné nebo dokonale nepolarizovatelné, lze se jen přiblížit k jednomu nebo druhému druhu. [5][9][16]

3.5 Druhy elektrod podle použitých materiálů a elektrolytů

Výběr materiálů pro výrobu elektrody je velmi důležitý, neboť ovlivňuje nejen velikost půlčlánkového potenciálu, napěťový offset elektrody, ale také určuje, zda se elektroda bude blížit dokonale polarizovatelné nebo dokonale nepolarizovatelné elektrodě. [5][10]

V praxi používané bioelektrody dělíme na dva základní druhy, podle toho z jakých materiálů jsou vyrobené a s jakými elektrolyty se používají. [5]

Jestliže je elektroda tvořena čistým kovem (popřípadě slitinou kovů) a používá se v kombinaci s elektrolytem, ve kterém se nacházejí kationty tohoto kovu, jedná se o tzv. elektrodu prvního druhu. Příkladem elektrody prvního druhu je stříbrná elektroda. Ovšem v praxi se využívá jeho slitina ve formě stříbro-nikl (80 % stříbro, 20 % nikl). Důvodem, proč se používá slitina než čistý kov, je v tomto případě větší mechanická odolnost slitiny než čistého kovu. [5]

Materiálem elektrody druhého druhu je kov, na kterém je nanesena jeho poměrně nerozpustná sůl. Elektroda je při měření ponořena do elektrolytu. Tento elektrolyt a sůl pokrývající kov obsahují totožné anionty. Příkladem tohoto druhu elektrod je Ag/AgCl elektroda, jež se hodně využívá v praxi. [5][11]

Ag/AgCl elektroda sestává ze stříbrné základny (stříbrného plíšku nebo drátku), na kterou je přiveden izolovaný přívodní vodič. Stříbrná základna je pokryta vrstvou AgCl, která je jen velmi málo rozpustná ve vodě a v kapalinách obsahujících velké množství Cl^- (např. biologické tekutiny) zůstává stabilní. Elektrolytem je vodný roztok KCl nebo NaCl, kde jsou v poměrně velké míře obsažené anionty chloru Cl^- . [5][9][11]

Na Ag/AgCl elektrodě může docházet k následujícím reakcím. [9]



Při této reakci dochází k oxidaci atomů stříbra na povrchu elektrody za vzniku stříbrných kationtů, jež jsou vylučovány do elektrolytu do míst rozhraní elektroda-elektrolyt. [9]



Posléze po vytvoření kationtů stříbra Ag^+ dochází k následující reakci (viz rovnice (3.8)). Kationty Ag^+ reagují s anionty Cl^- za vzniku molekul AgCl. Tato reakce probíhá v elektrolytu. Jelikož je AgCl velmi málo rozpustný ve vodě, většina těchto molekul se vysráží z elektrolytu na povrch elektrody, kde se usazují a přispívají tak k zvětšování AgCl vrstvy. [5][9]

Výhodou Ag/AgCl elektrody je menší produkce elektrického rušení než u ekvivalentních polarizovatelných elektrod. Toho se dosahuje zvláště při nízkých frekvencích, a proto je doporučováno používat Ag/AgCl elektrodu pro měření nízkonapěťových signálů, které jsou tvořené zejména nízkými frekvencemi. [16]

Existuje několik postupů pro výrobu Ag/AgCl elektrody, ale pro výrobu Ag/AgCl elektrody vhodné pro snímání biopotenciálových signálů se využívá galvanického pokovování nebo sintrování. [5][9]

V praktické části bakalářské práce je popisována realizace elektrod a jejich svodů z vodivých polymerů polyanilinu a polypyrrolu.

3.6 Elektrické vlastnosti biopotenciálové elektrody a její náhradní elektrický obvod

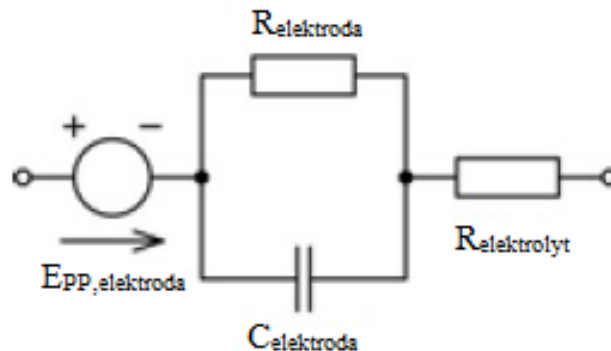
Elektrické vlastnosti biopotenciálových elektrod lze studovat buď experimentálně pomocí měření na skutečné elektrodě, nebo teoreticky a obecněji na náhradním obvodu elektrody. [5]

Bylo zjištěno, že elektrické charakteristiky biopotenciálových elektrod jsou zpravidla nelineární a jsou funkcí proudové hustoty na povrchu elektrody. Elektrické charakteristiky a vlastnosti elektrod také závisí na frekvenci signálu, materiálu elektrody, ploše rozhraní elektroda-elektrolyt, druhu elektrolytu, koncentraci iontů v elektrolytu a dalších okolnostech jako jsou např. působení různých artefaktů, vysychání gelu, znečištění elektrolytu a elektrody atd. Protože jsou elektrické charakteristiky biopotenciálové elektrody nelineární, je nutné při modelování náhradního elektrického obvodu elektrody použít kromě lineárních prvků i nelineární. [5][9][16]

3.6.1 Náhradní elektrický obvod elektrody v kontaktu s elektrolytem

Elektroda v kontaktu s elektrolytem může být modelována náhradním obvodem na Obr. 4. Náhradní obvod se skládá ze zdroje elektromotorického napětí $E_{PP,elektroda}$, impedance elektrody a impedance elektrolytu. Zdroj elektromotorického napětí $E_{PP,elektroda}$ reprezentuje půlčlánkový potenciál elektrody. Impedance elektrody je tvořena paralelní kombinací rezistance $R_{elektroda}$ a kapacity $C_{elektroda}$. Rezistance $R_{elektroda}$ zastupuje prosakující proud protékající přes nábojovou dvojvrstvu. Kapacita $C_{elektroda}$ znázorňuje kapacitanci napříč dvojvrstvy elektrického náboje na rozhraní elektroda-elektrolyt. Impedance elektrolytu je tvořena pouze rezistancí $R_{elektrolyt}$ sériově řazenou k paralelní kombinaci $R_{elektroda}$ a $C_{elektroda}$. [5][9]

Jelikož impedance elektrody je frekvenčně závislá, je tento fakt obsažen i v jejím náhradním obvodu (viz Obr. 4) a lze s jeho pomocí zjistit, z jakých složek se bude skládat výsledná impedance elektrody a rozhraní elektroda-elektrolyt při dané frekvenci. [5][9]



Obr. 4 Náhradní elektrický obvod elektrody v kontaktu s elektrolytem, upraveno podle [5]

Při vysokých frekvencích nastane situace popisována nerovnicí (3.9) a výsledná impedance se bude rovnat odporu $R_{elektrolyt}$. [9]

$$1/\omega C \ll R_{elektroda} \quad (3.9)$$

Jinak je tomu u nízkých frekvencí, kde nastane opačná situace popisována nerovnicí (3.10) a výsledná impedance bude rovna součtu odporů $R_{elektrolyt}$ a $R_{elektroda}$. [9]

$$1/\omega C \gg R_{elektroda} \quad (3.10)$$

Pro střední pásmo frekvencí se impedance bude skládat jak z kapacitní tak rezistivní složky. [5]

3.6.2 Náhradní elektrický obvod elektrody ponořené do elektrolytu v kontaktu s pokožkou

Pro měření biopotenciálových signálů z povrchu těla se pro zajištění dobrého vodivého spojení mezi elektrodou a pokožkou používá elektrolyt (gel nebo pasta) obsahující anionty převážně chlóru. Tím vzniká další rozhraní elektrolyt-kůže, které má jiné elektrické vlastnosti než samotné rozhraní elektroda-elektrolyt. Rozhraní elektrolyt-kůže nelze brát obecně jen jako jedno rozhraní, neboť se kůže skládá ze tří hlavních vrstev, které se vyznačují rozdílnými elektrickými vlastnostmi. Jedná se o epidermis, dermis a subkutánní vrstvu (seříděno od svrchní po hlubší vrstvu). Podle elektrických vlastností jednotlivých částí kůže se rozhraní elektrolyt-kůže změní na rozhraní elektrolyt-epidermis a k epidermis přiléhající vrstvu tvořenou dermis se subkutánní vrstvou. Náhradní elektrický obvod elektrody ponořené do elektrolytu v kontaktu s pokožkou je zobrazen na Obr. 5. [5][9]

Protože se epidermis pořád obnovuje, nachází se odumřelý buněčný materiál na povrchu epidermis, od kterého se poté odlupuje. Odumřelý buněčný materiál má ale jiné elektrické vlastnosti než živá tkáň. Z důvodu zajištění lepšího vodivého kontaktu mezi elektrolytem a epidermis je nutné odstranit odumřelý buněčný materiál na povrchu epidermis. [5][9]

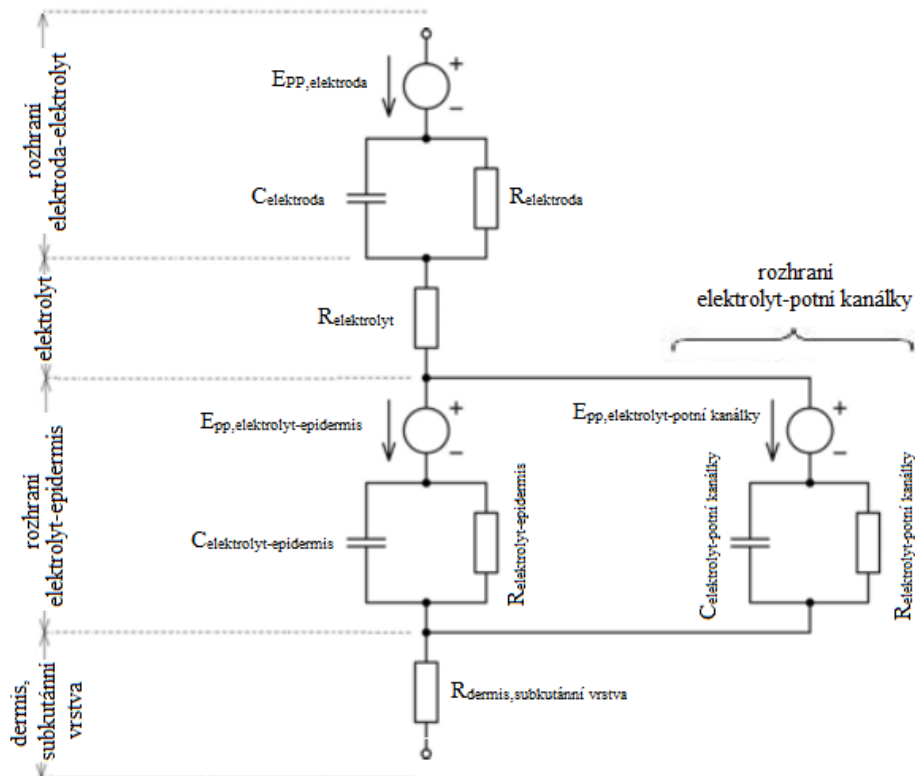
Elektrické vlastnosti rozhraní elektroda-elektrolyt a jeho náhradní obvod jsou popisovány v předchozí podkapitole (viz Náhradní elektrický obvod elektrody v kontaktu s elektrolytem).

Epidermis lze pokládat za semipermeabilní membránu pro ionty. Pohyb iontů přes semipermeabilní membránu (rozhraní elektrolyt-epidermis) způsobí jejich rozdílnou koncentraci v elektrolytu i v tělních buněčných tekutinách a vznikne rozdíl potenciálů $E_{pp,elektrolyt-epidermis}$. Rozhraní elektrolyt-epidermis (viz Obr. 5) vykazuje impedanci tvořenou paralelní kombinací odporu $R_{elektrolyt-epidermis}$ (rezistance rozhraní elektrolyt-epidermis) a kapacity $C_{elektrolyt-epidermis}$. Kapacita $C_{elektrolyt-epidermis}$ je důsledkem přítomnosti dvojvrstvy elektrického náboje na rozhraní elektrolyt-epidermis. [5][9]

Lidská kůže obsahuje mimo jiné i potní žlázy s kanálky, které mají rozdílnou stavbu a elektrické vlastnosti než epidermis a dermis. Potní žlázy se nachází v subkutánní vrstvě a vylučovací potní kanálky procházejí subkutánní vrstvou, dermis a epidermis, kde ústí. Vylučovací potní kanálky vylučují pot (produkovaný potními žlázami) na povrch epidermis a dochází ke vzniku dalšího rozhraní elektrolyt-potní kanálky. Rozdílná koncentrace iontů ve vylučovaném potu¹ a v sousedící vrstvě elektrolytu způsobí vytvoření rozdílu potenciálů $E_{pp,elektrolyt-potní kanálky}$. Rozhraní elektrolyt-potní kanálky (viz Obr. 5) vykazuje impedanci složenou z paralelní kombinace kapacity $C_{elektrolyt-potní kanálky}$ a rezistance $R_{elektrolyt-potní kanálky}$. Náhradní obvod pro rozhraní elektrolyt-potní kanálky je paralelně řazen k rozhraní elektrolyt-epidermis. [5][9]

Vrstva dermis se subkutánní vrstvou, navazující na epidermis, mají celkově charakter čisté rezistance a můžeme je jednoduše nahradit odporem $R_{dermis,subkutánní vrstva}$ (viz Obr. 5) sériově řazeným k paralelní kombinaci náhradních obvodů pro rozhraní elektrolyt-epidermis a elektrolyt-potní kanálky. Dermis se subkutánní vrstvou generují nízká stejnosměrná napětí, které zanedbáváme. [5][9]

¹ V potu jsou obsaženy ionty Na^+ , K^+ a Cl^- . [9]



Obr. 5 Náhradní elektrický obvod elektrody ponořené do elektrolytu v kontaktu s pokožkou, upraveno z [5][9]

3.6.3 Další okolnosti ovlivňující impedanci elektrody

Lze obecně říci, že impedance elektrody s rostoucí frekvencí nelineárně klesá. Velikost impedance při dané frekvenci závisí nejen na materiálu elektrody, ale také na velikosti plochy rozhraní elektroda-elektrolyt. Experimentálně bylo zjištěno, že s rostoucí plochou rozhraní klesá její impedance při dané frekvenci. [5][9]

Jak jsem již zmínil, impedance elektrody závisí také na jejím materiálu. Elektroda prvního druhu (např. Ag elektroda) je více náchylná na polarizaci oproti elektrodě druhého druhu (např. Ag/AgCl elektroda), a proto by impedance elektrody druhého druhu měla být nižší než impedance elektrody prvního druhu (v pásmu nízkých a středních frekvencí). Jinak je tomu v případě vysokých frekvencí. Zde by měly být odchylky v impedancích velmi malé (v impedanci se uplatní pouze rezistance ekvivalentní odporu elektrolytu). [5]

Tento předpoklad je správný, pokud tloušťka AgCl vrstvy Ag/AgCl elektrody bude ideální. S rostoucí tloušťkou AgCl vrstvy se bude impedance Ag/AgCl elektrody snižovat jen po určitou mez. Pokud se mezní tloušťka AgCl vrstvy překročí, může dojít k nárůstu odporu AgCl vrstvy a výsledná impedance Ag/AgCl elektrody může převýšit impedanci její ekvivalentní elektrody prvního druhu, tedy stříbrné elektrody. [5]

Pohyb rozhraní elektroda-elektrolyt nebo rozhraní elektrolyt-epidermis způsobí narušení rozložení náboje na daném rozhraní a chvilkovou změnou půlčlánkového potenciálu. Tento jev, výrazně ovlivňující vlastnosti elektrody, nazýváme pohybovým artefaktem. Pohybový artefakt zanáší do měření chybu, kterou můžeme omezit elektrodami druhého druhu, odstraněním vrchní vrstvy

epidermis nazývané stratum corneum, zajištěním co nejmenšího vzájemného pohybu mezi elektrodou a elektrolytem (např. pomocí plovoucích elektrod) nebo v co největší míře redukovat pohyb pacienta v průběhu měření. Odstranění stratum corneum² zvyšuje náchylnost dané oblasti kůže na podráždění elektrolytem. Je proto nezbytné vybrat odpovídající složení elektrolytu, aby nezpůsobil podráždění. [5][9]

V průběhu měření může docházet k postupnému vysychání elektrolytu, který ztrácí své původní elektrické vlastnosti. Impedance elektrody se zvyšuje s vysychajícím elektrolytem a největší impedance se dosáhne při měření na elektrodě bez elektrolytu tzv. suché elektrodě. [5]

Znečištění elektrolytu nebo elektrody má za následek zvýšení impedance elektrody. Proto je nutné očistit pokožku před začátkem každého měření. [5]

3.7 Rozdělení elektrod

Pro potřeby monitorování biopotenciálů na různých místech lidského těla jsou vyráběny bioelektrody různých tvarů a konstrukcí přizpůsobené těmto požadavkům. Podle místa snímání můžeme bioelektrody klasifikovat na povrchové (např. plošné kovové, balónkové, plovoucí elektrody), podpovrchové (např. perkutánní, implantabilní elektrody) a mikroelektrody. [5][11]

3.7.1 Povrchové elektrody

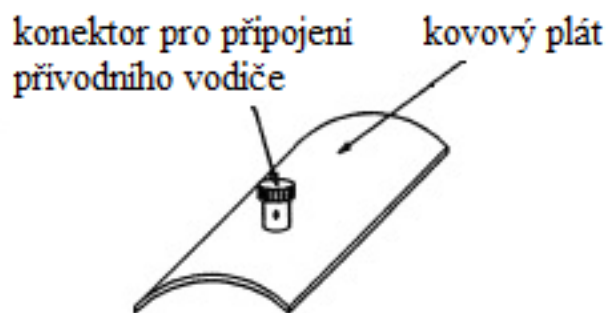
Tento typ elektrod je svojí konstrukcí určen k měření biopotenciálových signálů z povrchu pokožky pacienta. Za normálních okolností se obvyklá hodnota impedance lidské kůže pohybuje v rozsahu od 0,5 k Ω (pro kůži nasáklou potem) až do více než 20 k Ω pro suchý povrch kůže. V případě kožních problémů (např. zvláště suché, šupinaté kůže nebo kůže napadené chorobou) může impedance dosahovat hodnot 500 k Ω a více. Pro snížení impedance rozhraní elektroda-kůže se mezi povrchovou elektrodou a kůží nanáší elektrolyt ve formě pasty nebo gelu. V takovém elektrolytu je obsažen KCl nebo NaCl. Průměr povrchových elektrod se pohybuje v rozmezí od 0,3 až 5 cm. [5][10]

3.7.1.1 Plošné kovové elektrody

Jejich nejjednodušší provedení je tvořeno vodičem ve formě kovového plátu v kontaktu s pokožkou, kde je nanesený elektrolyt (ve formě gelu nebo pasty) pro zajištění vodivého spojení. Ze slitiny stříbro-nikl v poměru 80 % stříbra a 20 % niklu se vyrábějí velké plošné kovové elektrody. V podobě Ag/AgCl elektrod se realizují elektrody, které mají malou plochu. [5][9][16]

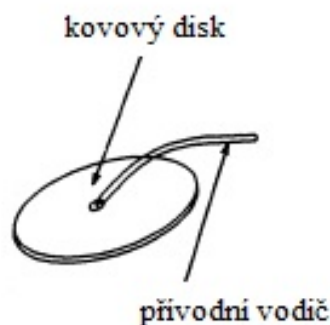
Do této skupiny elektrod se řadí končetinová EKG elektroda na Obr. 6. V předchozích letech se končetinová elektroda skládala z kovového plátu konkávního tvaru, na jejíž vnější straně se nacházelo uchycení pro přívodní vodič EKG. Před započítím vlastního měření se na vnitřní část elektrody nanasíl vodivý gel a poté se elektroda přichytila k pacientovi pomocí lepicí pásky nebo gumového popruhu. V dnešní době se využívá v podobě klipsu pro velmi snadnou aplikaci. [5][9][10]

² Vrstva stratum corneum se samovolně regeneruje za 24 hodin. [9]



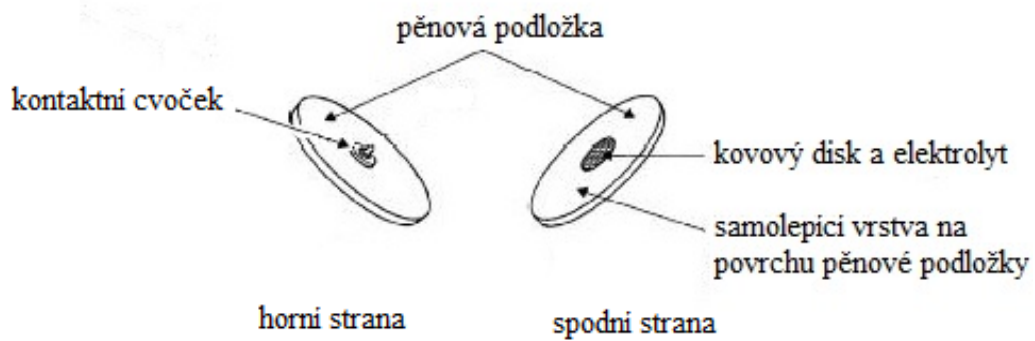
Obr. 6 Končetinová elektroda, upraveno z [16]

Diskové plošné elektrody jsou běžnějším typem plošných kovových elektrod a jsou realizované ve více variantách. Jednou z variant (viz Obr. 7) jsou elektrody tvořené kovovým diskem, na jehož vrchní straně je natrvalo připevněn přívodní vodič. K ochraně spojení mezi přívodním vodičem a elektrodou se využívají různé izolační materiály např. epoxidová pryskyřice, polyvinylchlorid atd. Při použití se na povrch elektrody nanese vodivý gel, elektroda se umístí na požadované místo a uchyty pomocí lékařské lepicí pásky. [5][9]



Obr. 7 Disková plošná elektroda uchycená lékařskou lepicí páskou, upraveno z [9][16]

Další variantou je elektroda (viz Obr. 8), která je tvořena kovovým diskem malé plochy a její horní povrch je pokrytý relativně velkou pěnovou podložkou popřípadě plastem. Přívodní vodič se k elektrodě připojí pomocí kontaktního cvočku umístěného na horní straně elektrody. Pokud se jedná o jednorázovou elektrodu, tak se na požadované místo uchyty pomocí samolepicí vrstvy. Vodivý gel je předem (od výroby) aplikován na kovovém disku. Spodní strana jednorázové elektrody je chráněna před znečištěním a vyschnutím gelu ochrannou fólií. Aplikace jednorázové elektrody je velice jednoduchá. Nejprve je potřeba očistit oblast na pokožce, kde má být elektroda umístěna, připojit na kontaktní cvoček přívodní vodič, strhnout ochrannou fólii a přitlačit elektrodu na očištěné místo. [5][9]

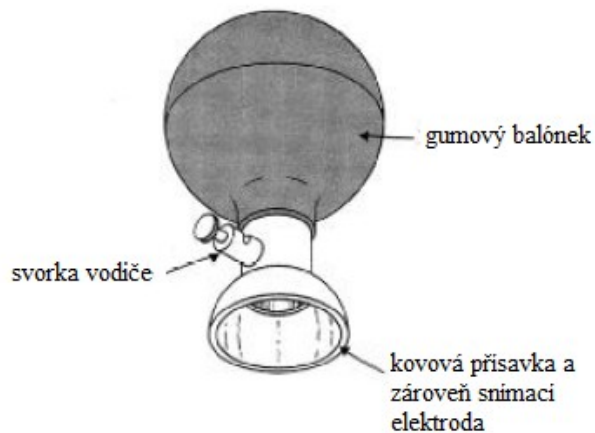


Obr. 8 Jednorázová disková plošná elektroda, upraveno z [9]

3.7.1.2 Balónkové elektrody

Balónková elektroda je modifikací plošné kovové elektrody, která nepotřebuje pro svou fixaci na měřeném místě popruhy nebo lepicí prostředky. Způsob fixace balónkové elektrody umožňuje její snadné přichycení ke kůži, ale zároveň při dlouhodobém snímání zapříčiňuje podráždění pokožky. Využívá se pro měření EKG, při kterém se elektroda umístí na hrudník s naneseným vodivým gelem. Tento typ elektrod se využívá při ambulantních a krátkodobých vyšetřeních. [5][9][10][16]

Balónkové elektrody jsou tvořeny přísavkou a gumovým balónkem. V prostoru mezi balónkem a přísavkou je vyvedena svorka pro připojení vodiče. Ke kůži se elektroda fixuje pomocí přísavky. Zastává-li přísavka také funkci snímací elektrody, pak je vyrobená z kovu (viz Obr. 9). Nevýhodou této elektrody je malá plocha kontaktu elektrody s kůží oproti rozměrům přísavky. Tomu lze předejít použitím gumové přísavky, která má uvnitř připevněnou kovovou diskovou elektrodu (viz Obr. 10). Tím se zvětší plocha kontaktu elektrody s kůží. Bohužel i zde jsou značné nevýhody, jako je snížená životnost a účinnost přísavky. [5][9]



Obr. 9 Balónková elektroda, kde přísavka tvoří snímací elektrodu, upraveno z [9]



Obr. 10 Podélný řez balónkové elektrody s kovovou diskovou elektrodou, upraveno z [5]

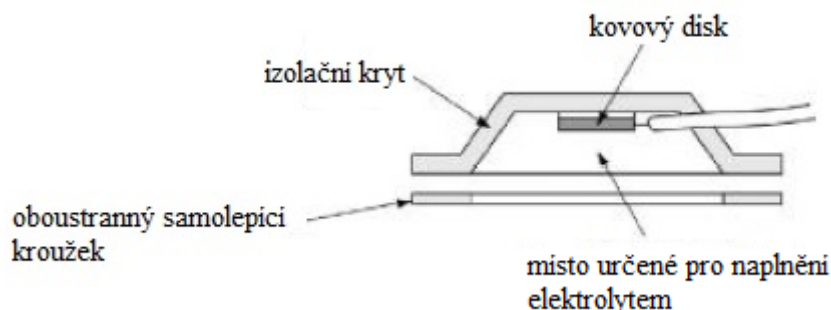
3.7.1.3 Plovoucí elektrody

Plovoucí elektrody svou konstrukcí redukuje pohybové artefakty v rámci snímání biopotenciálů. Pohybový artefakt je výsledkem chvilkové změny pŕlčlánkového potenciálu způsobené narušením rozložení náboje na rozhraní elektroda-elektrolyt nebo rozhraní elektrolyt-epidermis. Narušení rozložení náboje je způsobeno pohybem daného rozhraní (elektroda-elektrolyt nebo elektrolyt-epidermis). Redukce pohybových artefaktů spočívá v zajištění mechanické stability rozhraní mezi elektrodou a epidermis. Dalším způsobem jak omezit pohybový artefakt je použití elektrod druhého druhu. Z toho důvodu jsou plovoucí elektrody realizovány jako Ag/AgCl elektrody.

[5][9][16]

Základním principem redukce pohybových artefaktů plovoucí elektrodou je způsob vzájemného uložení kovového disku (snímací elektrody) a vodivého gelu. Zde je zajištěn vzájemný pohyb vodivého gelu a kovového disku, tím pádem se snižuje riziko narušení rozložení náboje na rozhraní elektroda-elektrolyt a vzniku pohybového artefaktu. [5][9][16]

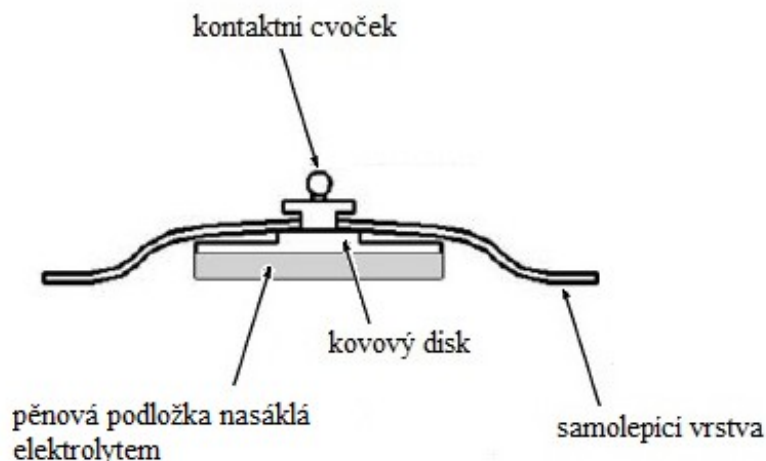
Na Obr. 11 je znázorněna plovoucí elektroda, jejíž kovový disk je umístěn uvnitř plastového izolačního krytu. Do prostoru vytvořeného plastovým krytem se přidává elektrolyt a ke kůži je elektroda pevně uchycena oboustrannými samolepicími kroužky. [5][16]



Obr. 11 Příčný řez plovoucí elektrody s izolačním krytem, upraveno z [9]

Jiný způsob vytvoření plovoucí elektrody (jednorázové elektrody) fungujícím na stejném principu je zobrazen na Obr. 12. Zde je kovový disk spojen s pružnou pěnovou podložkou nasáklou elektrolytem. Vrchní část kovového disku je spojena s kontaktním cvočkem pro připojení přívodního vodiče. Pro přichycení elektrody na kůži se využívá samolepící vrstvy, která je opatřena ochrannou fólií. [5][16]

Plovoucí elektrody jsou běžně komerčně dostupné v různých velikostech. [16]



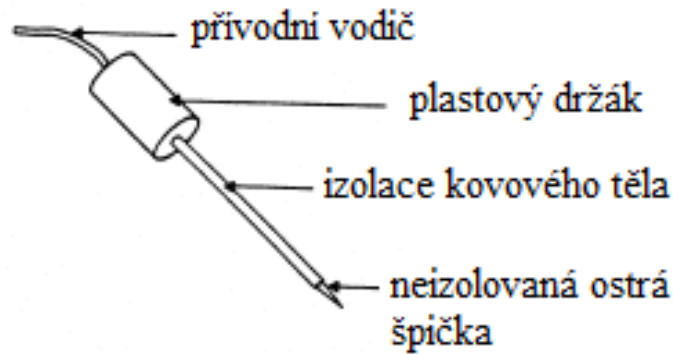
Obr. 12 Příčný řez plovoucí elektrody s pěnovou podložkou nasáklou elektrolytem, upraveno z [8]

3.7.2 Podpovrchové elektrody

Podpovrchové elektrody umožňují snímání biopotenciálů pod povrchem těla. Tento způsob snímání nevyžaduje přítomnost elektrovedivého gelu nebo pasty, jelikož je zastoupen extracelulárními tekutinami snímané tkáně. Tento druh elektrod lze klasifikovat do dvou skupin na implantabilní a perkutánní elektrody. Implantabilní elektrody se implantují na požadované místo permanentně. Na druhou stranu jsou perkutánní elektrody určeny pouze pro krátkodobé měření a na požadované místo se vpravují propíchnutím dané oblasti kůže. Na rozdíl od mikroelektrody zabraňuje rozměr perkutánní elektrody její vpravení pouze do jedné buňky. [5][9][10][16]

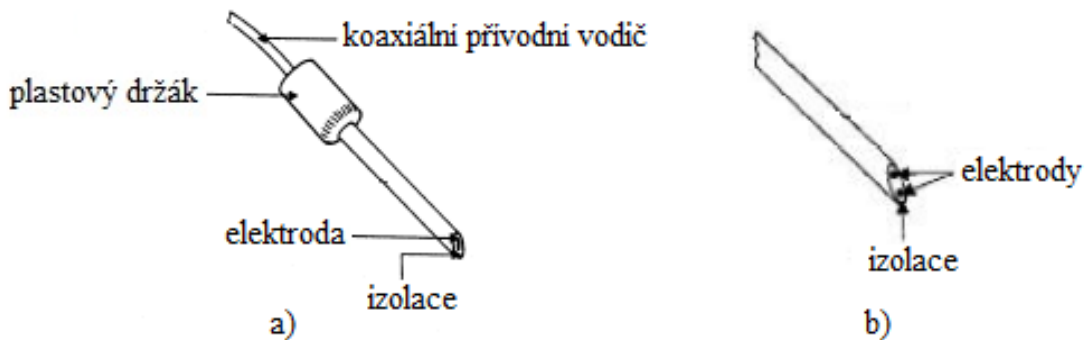
3.7.2.1 Perkutánní elektrody

Nejlehčím způsobem realizace perkutánní elektrody je elektroda ve tvaru jehly. Skládá se z pevného kovového izolovaného těla, jehož konec je tvořen neizolovanou ostrou špičkou s délkou zhruba 1 až 2 mm, pomocí které se snímají biopotenciálové signály. Tělo elektrody, s délkou 70 mm, má velmi malý průměr v rozsahu od 100 do 500 μm . Druhý konec jehly je připojen k nestíněnému izolovanému přívodnímu vodiči. Jejich spojení je kvůli ochraně zapouzdřeno v plastovém držáku. Výše uvedenou strukturu obsahuje elektroda zobrazena na Obr. 13, velmi často využívaná v elektromyografii. Izolace se vyrábí ze speciálních polymerů nebo z epoxidové vrstvy. Materiálem pro výrobu těchto elektrod je wolfram nebo nerezová ocel. Zde uvedené materiály se také využívají u vpichových elektrod s dutou jehlou. [5][9][16]



Obr. 13 Vpichová elektroda s ostrou neizolovanou špičkou, upraveno z [16]

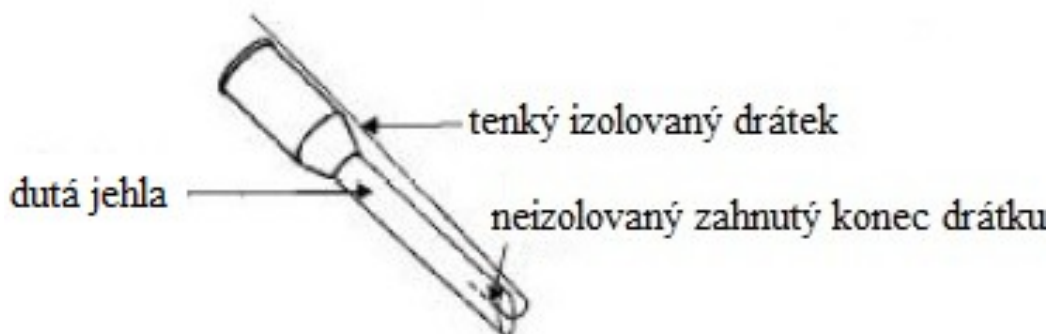
Jiný typ perkutánní elektrody, znázorněný na Obr. 14, se nazývá vpichová elektroda s dutou jehlou. Jednotlivé vpichové elektrody s dutou jehlou se od sebe mohou lišit počtem tenkých navzájem izolovaných drátků procházejících skrz lumen dutého těla jehly. Skrz lumen může procházet pouze jeden drátek (viz Obr. 14 a), ale může jich být i více (viz Obr. 14 b) a potom takovou perkutánní elektrodu můžeme využít k bipolárnímu měření. Tyto drátky fungují jako samostatné a aktivní elektrody. Zbývající prázdná část lumina je vyplněna izolačním materiálem (epoxidovou pryskyřicí). Jakmile se lumen vyplní epoxidovou pryskyřicí, tak se špička jehly vytvaruje do příčně zkoseného tvaru připomínající tvar injekční jehly. Tím se na zkosené straně odhalí vnitřek těla jehly s elektrodou/elektrodami. Uzemnění jehly je zabezpečeno stíněným koaxiálním kabelem, který je spojen s elektrodou. [5][9]



Obr. 14 Vpichová elektroda s dutou jehlou a) s jednou elektrodou; b) detail těla jehly s dvěma elektrodami, upraveno z [9][16]

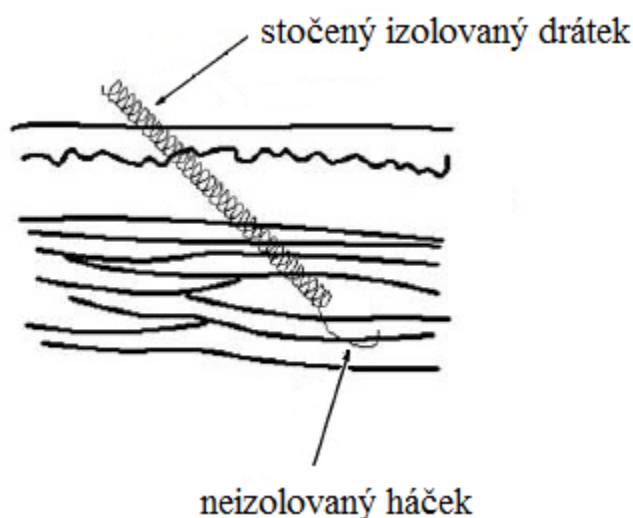
Výše popsané jehlové perkutánní elektrody jsou zejména pro krátkodobé měření. Dlouhodobé měření s jehlovými perkutánními elektrodami by bylo velice nepohodlné kvůli jejich velikosti a tuhosti. Z toho důvodu se v takovém případě používá elektroda ve formě drátku. Existuje celá řada různých typů drátků a způsobů jejich zavedení do tkáně. Jedna z variant spočívá v zavedení elektrody dutou jehlou (viz Obr. 15). Elektrodu zde tvoří jeden tenký, rovný, izolovaný drátek často vyrobený z nerezové oceli, jehož průměr se pohybuje v rozsahu od 25 do 125 μm . Pouze jeden jeho konec (několik milimetrů) je neizolovaný. Neizolovaný konec drátku je ohnutý tak, že drátek svým tvarem připomíná písmeno J. Neizolovaný konec drátku je umístěn v duté jehle a izolovaný zbytek drátku je uložen podél vnější strany jehly. Drátek je jehlou aplikován skrz kůži do tkáně na požadované místo a hloubku. Následně je jehla opatrně vyjmuta ven, ale drátek je ponechán na místě. Po skončení

měření lze drátek tahem vyjmout. Samotné vytažení nemusí být jednoduché a lehké, neboť zatočený neizolovaný konec elektrody slouží také jako záchytný háček ukotvující drátek na místě. [5][9]



Obr. 15 Dutá jehla se zasunutým rovným izolovaným drátkem, upraveno z [9]

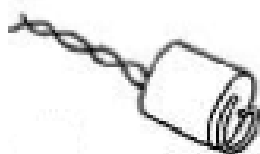
Použití rovného drátku pro dlouhodobé invazivní snímání má i své nevýhody. Bylo zjištěno, že pokud se drátek umístil například do často používaného svalu, tak podléhal velkému množství ohybů, ke kterým docházelo při pohybech svalu. Tento proces může způsobit zlomení drátku nebo jeho povytažení, zvětšení podráždění a riziko infekce. Řešení této problematiky spočívá v použití velmi tenkého, izolovaného drátku stočeného do úzké spirály přibližně o průměru 150 μm (Obr. 16). Na konci drátku se nachází neizolovaný háček pro fixování drátku v tkáni. Před aplikováním do tkáně se stočená, izolovaná část drátku vsune do duté jehly a pouze neizolovaný háček vyčnívá ven ohnutý podél stěny jehly. Poté se pomocí jehly zavede drátek do požadovaného místa tkáně. Jakmile je jehla opatrně vytahována, prochází stočená část drátku dutým tělem jehly. Takto umístěný stočený drátek slouží jako elektroda. [9]



Obr. 16 Aplikovaný stočený izolovaný drátek, upraveno z [8]

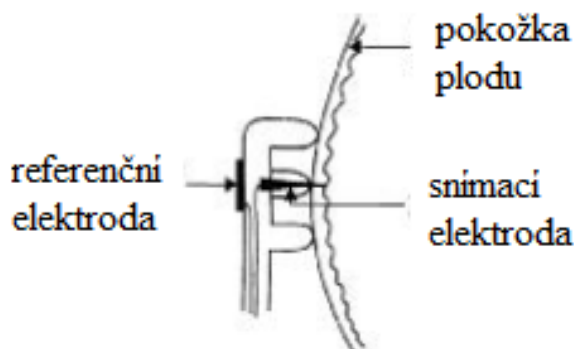
Další skupinou perkutánních elektrod jsou elektrody používané pro monitorování EKG plodu v průběhu porodu. Nelze použít povrchové elektrody neboť, plod leží uvnitř amniového vaku obklopený plodovou vodou, obsahující ionty, tudíž elektricky vodivou. Docházelo by k elektrickým zkratům. Proto musíme snímat EKG plodu invazivně a zavádět elektrody skrz jeho kůži (obvykle na hlavě). [5][9]

Často využívaná elektroda pro tyto účely je zobrazena na Obr. 17. Skládá se z tuhého nerezového drátku stočeného do jednozávitové spirálky (snímací elektroda), která je namontovaná na plastový držák. Na zadní straně plastového držáku se nachází referenční elektroda z nerezové oceli. Elektroda se upevňuje zašroubováním spirálky do pokožky na hlavě plodu. Na druhou stranu, je spirálka velmi krátká, takže neproniká příliš hluboko do kůže plodu, a tím pádem nezpůsobuje nebezpečí pro plod. Referenční elektroda se po aplikaci snímací elektrody nachází v plodové vodě. [5][9]



Obr. 17 Spirálovitá elektroda pro snímání EKG plodu, upraveno z [9]

Dalším příkladem elektrody využívané pro snímání fetálního EKG je tzv. přísavná elektroda (viz Obr. 18). Její hlavní částí je přísavný pohárek obsahující ve svém centru elektrodu ve tvaru ostrého hrotu. Na opačné vnější straně pohárku se nachází referenční elektroda, která je po aplikaci elektrody v kontaktu s plodovou vodou. Po přiložení přísavného pohárku na požadované místo snímání se povrch kůže nasaje do pohárku a následně elektroda propíchne vrstvu pokožky nazývanou stratum corneum. [9]



Obr. 18 Příčný řez aplikovanou přísavnou elektrodou, upraveno z [9]

3.7.2.2 *Implantabilní elektrody*

K těmto elektrodám se řadí elektroda kardiostimulátoru. Někdy může být označována jako endokardiální elektroda. Jedná se o snímací a stimulační elektrodu. Zavádí se žilní cestou (např. podklíčnicí žilou) na požadované místo pravého srdce (pravá srdeční komora nebo síň) popřípadě levého srdce (levá srdeční komora nebo síň), kde se zachytí. Elektroda kardiostimulátoru je v podstatě drátek tvořený třemi hlavními částmi: špička, izolovaný přívodní vodič a konektor pro připojení ke kardiostimulátoru. Protože je elektroda vystavena velkému počtu ohybů a změn tlaků způsobujících ohyb, musí být přívodní vodič elektrody přizpůsoben k odolávání takovému zatížení bez následného poškození. Řešení spočívá ve výrobě přívodního vodiče ze čtyř jednotlivě stočených drátků. Tento způsob řešení poskytuje největší možnou spolehlivost s vysokou flexibilitou. Drátky jsou vyrobené z oceli. Jako izolační materiál přívodního vodiče se používá silikon. [5][17]

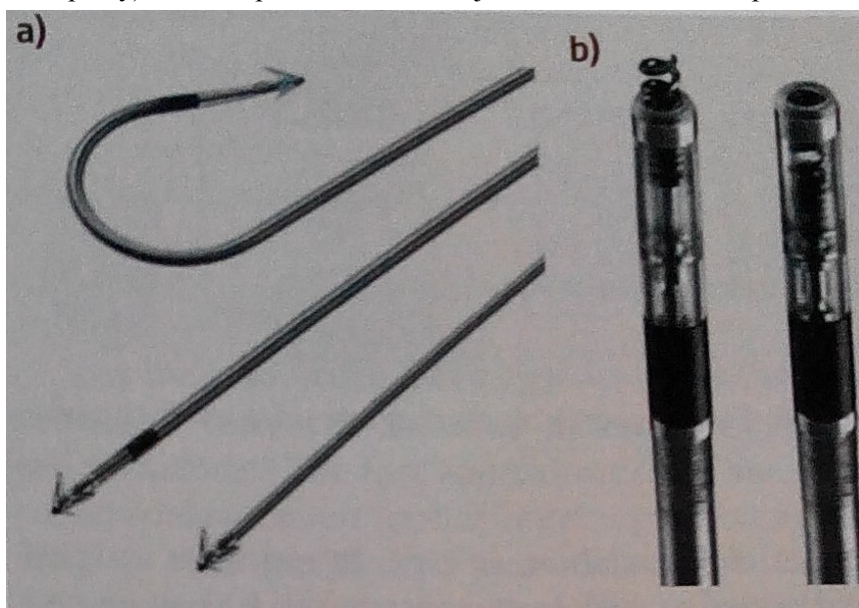
Konektor pro připojení ke kardiostimulátoru je standardizovaný, tudíž jakákoliv moderní elektroda je kompatibilní se všemi kardiostimulátory. [17]

Elektrody kardiostimulátoru můžeme rozdělit podle způsobu stimulace na unipolární a bipolární elektrody. Hrot unipolární elektrody je využíván jako katoda a anodu tvoří kryt kardiostimulátoru. Bipolární elektroda, využívající svůj hrot jako katodu, zastává funkci i anody. Anoda je umístěna cca 2,5 cm distálně od hrotu elektrody. Tento druh elektrod je o něco užší a méně ohebný v porovnání s unipolárními elektrodami. Velkou výhodou bipolárních elektrod je jejich necitlivost na elektrické potenciály, jež nejsou generovány v místě fixace hrotu elektrody (např. na potenciály kosterního svalstva atd.). Vzhledem k vlastnostem bipolárních a unipolárních elektrod se přistoupilo ke kompromisu v jejich užívání. Unipolární elektrody se umísťují do srdeční komory a bipolární elektrody do srdeční předsíně. [17]

Špička elektrody je realizována použitím platinových slitin. Velikost, tvar a struktura povrchu špičky elektrody jsou hlavními faktory, které určují vlastnosti snímání a stimulace. Porézní nebo fraktálový povrch má prokázané výhody. [5][17]

Dále můžeme elektrody dělit podle způsobu fixace na elektrody s pasivní a aktivní fixací viz Obr. 19. Elektrody s pasivní fixací, jejichž neizolovaná špička má tvar háčku, jsou preferovány pro zachycení elektrody v silně členěném povrchu pravé srdeční komory. Špička elektrody s aktivní fixací obsahuje vysunovatelný drátek stočený do spirály, kterým se elektroda zavrtá do svaloviny pravé srdeční předsíně. Tento typ fixace je používán právě pro zachycení v srdeční předsíni. [17]

Na Obr. 19 (první ze shora u písmena a) je zobrazena tzv. J-elektroda se zahnutým přívodním vodičem (v oblasti špičky) do tvaru písmena J. Umísťuje se hlavně do srdeční předsíně. [17]



Obr. 19 Elektrody kardiostimulátoru a) s pasivní fixací, b) s aktivní fixací, upraveno z [17]

V nouzových situacích se používají kardiostimulační elektrody bez fixačního mechanismu pro krátkodobou stimulaci. Po ukončení stimulace se snadno vytáhnou zpět. [17]

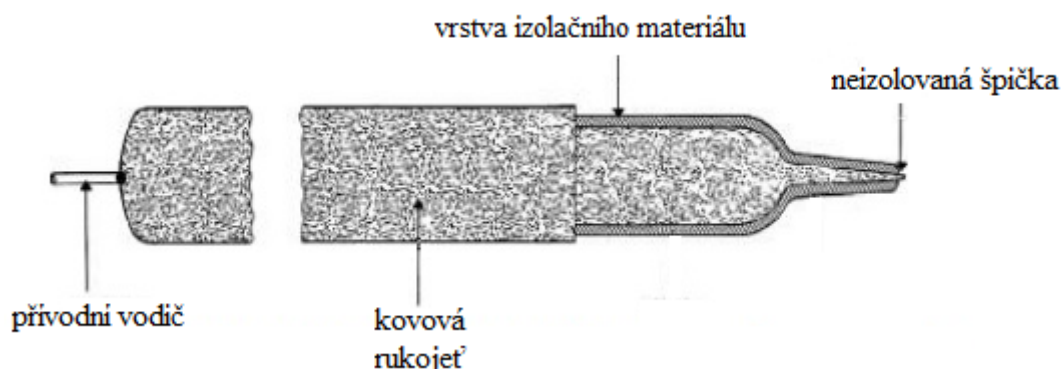
3.7.3 Mikroelektrody

Rozměry mikroelektrod umožňují měření biopotenciálů na buněčné úrovni, ale zároveň nezpůsobují její vážné poranění ani změnu v jejím chování. Na druhou stranu musí být mikroelektrody

velmi pevné, aby mohly bez svého poškození proniknout skrz buněčnou membránu. Při měření je buňka ponořena ve fyziologickém roztoku, ve kterém se také nachází referenční elektroda. [5][9][10]

3.7.3.1 Kovové mikroelektrody

Kovová mikroelektroda (na Obr. 20) je v podstatě tvořená velmi tenkou jehlou vyrobenou z pevného kovu. Na jedné straně vybíhá mikroelektroda do velmi tenké neizolované špičky a na druhé straně je uchycena do kovové rukojeti. Na rukojeť je připojen přívodní vodič. Jako materiál pro výrobu těchto elektrod se používá ocel, wolfram nebo slitiny platiny (90 %) a iridia nebo rhodia (10 %). [5] Kromě neizolované špičky je zbytek mikroelektrody pokryt izolačním materiálem (např. plastem, lakem). [5][9]



Obr. 20 Příčný řez kovovou mikroelektrodou, upraveno z [9]

3.7.3.2 Skleněné mikroelektrody s kovovou výplní

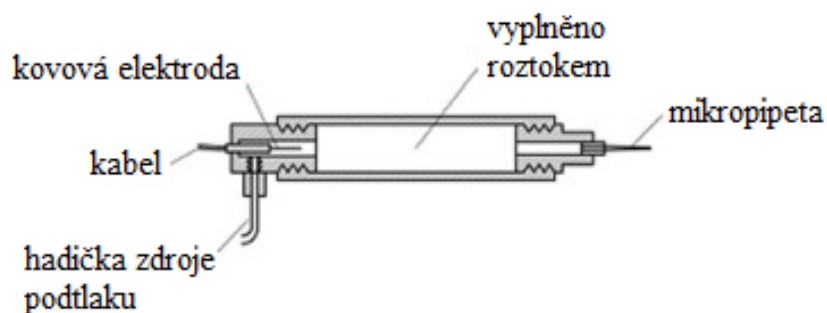
Tento typ mikroelektrody, zobrazený na Obr. 21, sestává ze skleněné trubičky vytvarované do podoby mikropipety, v jejíž luminu se nachází kov. Jako výplň se používají hlavně slitiny platina-iridium a chrom-nikl (80 % Cr, 20 % Ni). [5] Postup při její výrobě je následující. Nejprve se do skleněné trubičky umístí kov a poté se skleněná trubička v jejím středu začne zahřívat. Při zahřívání nejdříve dojde k tání kovu a při dosažení teploty měknutí skla se trubička začne natahovat. Jakmile skleněná trubička vychladne, rozpůlí se tam, kde nastalo největší zúžení. Tímto způsobem vzniknou dvě mikroelektrody. V případě této mikroelektrody slouží sklo také jako izolant. Jediné vodivé místo mikroelektrody je exponovaná kovová výplň, která vznikla při přetnutí skleněné trubičky při výrobě. [5][9]



Obr. 21 Příčný řez koncové části skleněné mikroelektrody s kovovou výplní, upraveno z [9]

3.7.3.3 Pipetové sací mikroelektrody

Pipetová sací mikroelektroda (viz Obr. 22) funguje na jiném principu než výše zmíněné mikroelektrody. Při měření mikroelektroda nasaje pouze povrch buňky mikropipetou, ve které nastane perforace tohoto povrchu. V zadní části mikroelektrody je umístěna kovová elektroda. Ta je vodivě propojena s perforovanou buňkou (s jejím nitrobuněčným obsahem) pomocí elektrolytu např. roztok KCl. Elektrolyt se nachází v dutině mikroelektrody. [5][9]



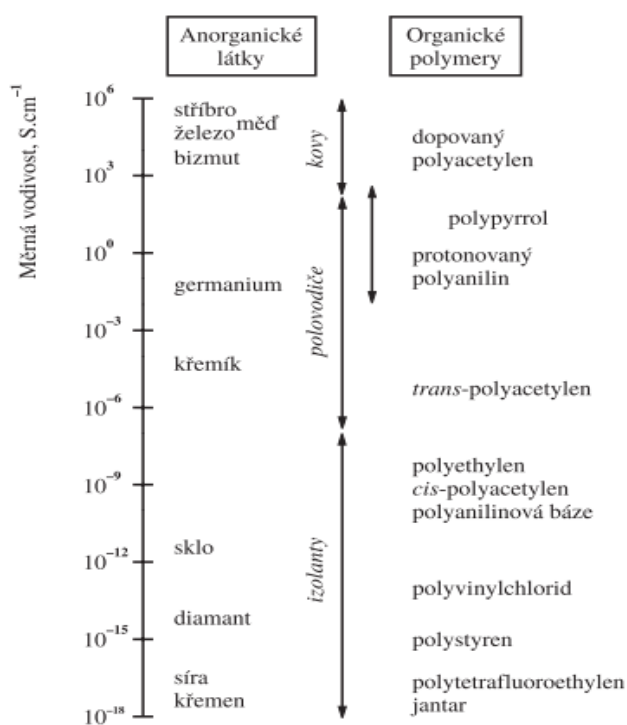
Obr. 22 Příčný řez pipetové sací mikroelektrody, upraveno z [5]

4 Vodivé polymery

Vodivými polymery označujeme organické polymery, které se vyznačují elektrickými vlastnostmi (vykazují elektrickou vodivost). Elektrická vodivost organických polymerů je umožněna nejen existencí konjugovaných dvojných vazeb v jejich řetězci, ale také výskytem nosičů náboje. Ty lze vytvořit pomocí tzv. dopování. Dopování je v podstatě proces redukce (tzv. n-dopování) nebo oxidace (tzv. p-dopování) neutrálního polymeru za vzniku tzv. dopantu. V případě n-dopování je dopantem kationt. U p-dopování je dopantem aniont. Tímto procesem se tak do polymeru dostanou nosiče náboje, ať už ve formě dianiontů či dikationtů (tzv. bipolaronů) nebo ve formě radikálních iontů (tzv. nabitých polaronů). Uspořádaný pohyb nosičů náboje podél konjugovaného řetězce způsobující elektrickou vodivost je umožněn přetahováním elektronů, nacházejících se v jedné opakovací jednotce řetězce, k jádrům sousedních jednotek. [18][19][20]

Vyrobít vodivé polymery lze dvěma způsoby a to elektrochemicky nebo chemicky. Chemická syntéza vodivých polymerů se dále dělí na aditivní polymerizaci a na kondenzovanou polymerizaci. Výběr metody pro syntézu vodivých polymerů závisí nejen na jejich chemickém složení, ale také na požadovaném formátu takto vyrobeného vodivého polymeru. Chemická polymerizace se využívá pro výrobu vodivých polymerů ve formě prášku nebo velmi tlustých polymerových filmů. Na druhou stranu elektrochemická metoda umožňuje vyrobit velmi tenké polymerové filmy s tloušťkou řádově 20 nm. [20]

K zástupcům vodivých polymerů patří např. polyanilin, polypyrrol, polyacetylen, polyfenylen, polythiofen atd. I když polyacetylen dosahuje velmi vysoké měrné vodivosti, jehož hodnota se pohybuje v rozmezí od 200 do 1000 S·cm⁻¹, má omezenou stabilitu. Z toho důvodu se pozornost zaměřila na jiné vodivé polymery s lepší stabilitou, na polypyrrol a polyanilin. Polypyrrol a polyanilin se svými měrnými vodivostmi řadí k polovodičům, což je patrné z obrázku Obr. 23. [19][20]



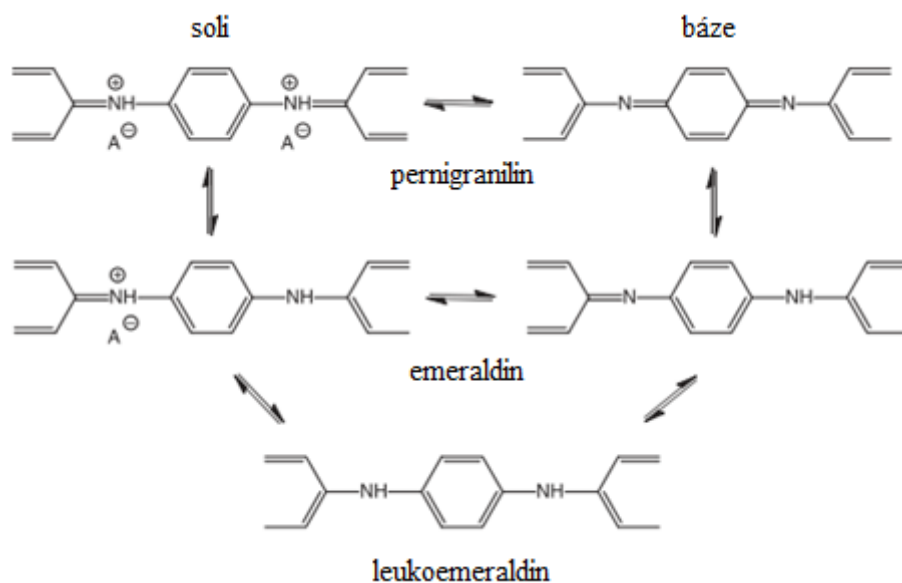
Obr. 23 Srovnání měrných elektrických vodivostí některých anorganických látek a organických polymerů, upraveno z [19]

Vlastnosti vodivých polymerů jsou velmi různorodé. Zahrnují nejen optické a elektrické vlastnosti podobné kovům a anorganickým polovodičům, ale zahrnují také jednoduchou přípravu a zpracování, které známe u konvenčních polymerů. Díky svým vlastnostem se vodivé polymery uplatňují v různých aplikacích různých oborů např. mikroelektronika (fotovoltaické zařízení, elektrochromické displeje, baterie, LED diody atd.), biomedicína (bio-aktuátory, biosensory, neruální elektrody, tkáňové inženýrství atd.) a mnoho dalších. [19][20]

V dalších podkapitolách budou z vodivých polymerů blíže popisovány pouze polyanilin a polypyrrol, neboť tyto dva polymery byly použity v praktické části bakalářské práce.

4.1 Polyanilin (PANI)

Polyanilin (zkráceně PANI) je jeden z nejdůležitějších vodivých polymerů, který se vyskytuje ve třech základních formách a to leukoemeraldin, emeraldin a pernigranilin (viz Obr. 24). Tyto formy se od sebe liší stupněm oxidace. Nejnižšího stupně oxidace dosahuje leukoemeraldinová báze nažloutlé barvy, která může být vyrobena redukcí emeraldinu. Podle některých studií se leukoemeraldin může vyskytovat i ve formě soli a to za předpokladu, že jeho vyrobení bude probíhat v silně kyselém prostředí. Prostřední formou je emeraldinová sůl zelené barvy. Lze ji vyrobit přímo pomocí oxidační polymerizace. Emeraldinová sůl se změní na modrou emeraldinovou bázi, pokud tuto sůl umístíme do alkalického prostředí. Pernigranilinová sůl modré barvy dosahuje nejvyššího stupně oxidace. Pokud pernigranilinovou sůl také umístíme do alkalického prostředí, dojde i zde k vytvoření báze. Takto vytvořená pernigranilinová báze bude mít fialovou barvu. Přechod ze soli na bázi a zpět je vratný proces. Pro přechod z báze na sůl stačí ponořit polyanilinovou bázi do vodného roztoku dostatečně silné kyseliny (pH <3). Při přechodu ze soli na bázi dochází ke změnám jak v optických, tak v elektrických vlastnostech. Např. emeraldinová sůl, která je elektricky vodivá se může přeměnit na emeraldinovou elektricky nevodivou bázi. Mezi jednotlivými formami polyanilinu lze přecházet oxidací nebo redukcí dané formy (viz Obr. 24). Např. redukcí pernigranilinové soli získáme emeraldinovou sůl a redukcí emeraldinové soli vznikne leukoemeraldinová sůl. Naopak oxidací leukoemeraldinové soli vznikne emeraldinová sůl a oxidací emeraldinové soli dostaneme pernigranilinovou sůl. Podobnými procesy bychom mohli přecházet mezi jednotlivými bázemi. [21]



Obr. 24 Základní formy polyanilinu a jejich příslušné báze a soli, upraveno z [21]

Pro výrobu polyanilinu lze využít několik postupů jeho přípravy, kterými jsou např. standardní polymerizace, elektrochemická oxidace a chemická oxidace (často označována jako chemická polymerizace). Chemickou oxidací lze vyrobit polyanilin jako nerozpustnou vodivou sůl (např. polyanilin hydrogen sulfát), která se připravuje oxidací anilinu s amoniem peroxydisulfátem ve vodném kyselém prostředí. Standardní polymerizací se připraví prášek polyanilinu hydrochloridu ve formě vodivého emeraldinu. Výroba polyanilinu elektrochemickou oxidací spočívá v oxidaci anilinu, ponořeného do elektrolytického roztoku za použití elektrického napětí. Jako elektrolytický roztok se obvykle používá vodný roztok, který obsahuje organické nebo anorganické kyseliny. Může také obsahovat i polymerní kyseliny. Elektrochemickou oxidací anilinu vzniká vrstva elektricky vodivého polyanilinového filmu na elektricky vodivém povrchu. [21]

Vyrobený polyanilin se může nacházet ve formě prášku, tenkého filmu nebo koloidní disperze. Jak již bylo zmíněno výše, standardní polymerizací lze vytvořit vodivý polyanilin ve formě prášku. Z takového prášku můžeme vyrobit tablety, které jsou využívány ke stanovení elektrických vlastností. Pokud v průběhu výroby polyanilinu ponoříme do reakční směsi nějaké těleso, bude toto těleso potaženo tenkým polyanilinovým filmem. Samozřejmě i elektrochemickou oxidací anilinu vzniká vrstva elektricky vodivého polyanilinového filmu, ale pouze na elektricky vodivém povrchu. Koloidní polyanilinová disperze vzniká v případě, kdy oxidace anilinu probíhá ve vodném prostředí, které obsahuje ve vodě rozpustné polymery. [21]

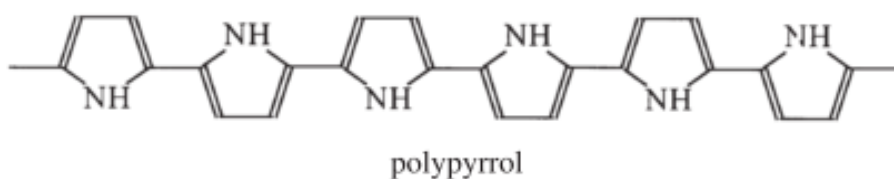
Polyanilin vytváří morfologie pro něho charakteristické. V závislosti na reakčních podmínkách (kyselosti prostředí) a následných úpravách reakční směsi se může jeho morfologie vyskytovat ve formě nanovláken, nanotrubek a globulární formě. Jestliže je anilin oxidován v silně kyselém prostředí, vytvoří se globulární morfologie. Pokud se reakční směs (při oxidaci anilinu) zředí, má to za následek zformování nanovláknové morfologie. V případě, že oxidace anilinu bude zahájena v neutrálním nebo středně kyselém prostředí, vytvoří se morfologie ve formě nanotrubek. [21]

Jednou z mnoha vlastností, které vykazuje polyanilin, je elektrická vodivost. Jeho měrná elektrická vodivost se pohybuje v rozmezí od 10^{-10} až $10^2 \text{ S}\cdot\text{cm}^{-1}$ a je závislá na mnoha faktorech. Mezi tyto faktory se řadí morfologie, metoda jeho přípravy (zvláště stupeň kyselosti použité kyseliny), stupeň protonace a oxidace. Zvýšení elektrické vodivosti lze dosáhnout dopováním nebo např. orientací polymerních řetězců. [21]

Díky svým elektrickým, elektrochemickým, optickým vlastnostem, ale také schopností reagovat na externí podnět je polyanilin využíván v různých aplikacích jakými jsou např. antikoroziní ochrana, aktuátory, palivové články, superkapacitory, baterie a různé sensory (např. optický senzor ke zjištění změny pH, elektronické „nosy“ a „jazyky“) a mnoho dalších. [19][21]

4.2 Polypyrrol (PPy)

Další z představitelů vodivých polymerů je polypyrrol (zkráceně PPy) viz Obr. 25. Jedná se o organický polymer, který ve svém řetězci obsahuje konjugované dvojně vazby umožňující elektrickou vodivost. Jeho měrná elektrická vodivost je větší než v případě PANI, což je patrné z obrázku výše (viz Obr. 23). Elektrická vodivost PPy může být zvětšena dopováním. [19][22][23][24]



Obr. 25 Chemický řetězec polypyrrolu, upraveno z [19]

PPy je snadno oxidovatelný, ve vodě rozpustný (kromě PPy vzniklého elektrochemickou polymerizací pyrrolu) a na širokém rozsahu pH chemicky stálý. V závislosti na použitých chemických látkách, které se účastní reakce vedoucí k syntéze PPy při jeho výrobě, může morfologie vzniklého PPy mít nanotubulární nebo granulární charakter. [23][25][26][27]

Může být vyroben dvěma způsoby a to elektrochemickou nebo chemickou polymerizací. Chemická polymerizace je založena na oxidování pyrrolu pomocí oxidantu, kterým může být např. chlorid železitý. Tímto typem polymerizace se získává polypyrrol ve formě prášku. Druhým způsobem, elektrochemickou polymerizací pyrrolu, lze získat na povrchu elektrody nerozpustný film polypyrrolu. Tímto způsobem se podařilo vytvořit na platinové elektrodě polypyrrolový film o měrné vodivosti až $100 \text{ S}\cdot\text{cm}^{-1}$. [19][23]

Vlastnosti PPy jsou využívány v různých aplikacích např. elektromagnetické stínění, superkapacity ,pH sensory, mechanické aktuátory, elektrochemické senzory, antikoroční ochrana, baterie a mnoho dalších. [19][24][26][28]

5 Rešerše publikované literatury

5.1 Východiska rešerše

Měření biopotenciálů (EKG, EMG EEG atd.) jsou z diagnostického hlediska velice přínosné pro diagnostiku onemocnění organismu. Obecně lze říci, že biopotenciálové signály jsou měřeny na základě detekce elektrické aktivity měřené části těla pacienta. Můžeme snímat jejich spontánní činnost, nebo jejich odpověď po působení cíleného vhodného stimulu. Existují různé typy a modifikace konvenčních elektrod, které jsou přizpůsobené svému použití (povrchové, podpovrchové, implantabilní atd.).

Rešerše byla vytvořena z dostupných zdrojů databází IEEEExplore a ScienceDirect.

Cílem rešerše bylo seznámit se problematikou alternativních materiálů elektrod používaných pro měření biopotenciálů.

V následující části je uveden souhrn souboru článků zabývajících se problematikou alternativních materiálů biopotenciálových elektrod.

Název: MWCNT/Cotton-based flexible electrode for electrocardiography

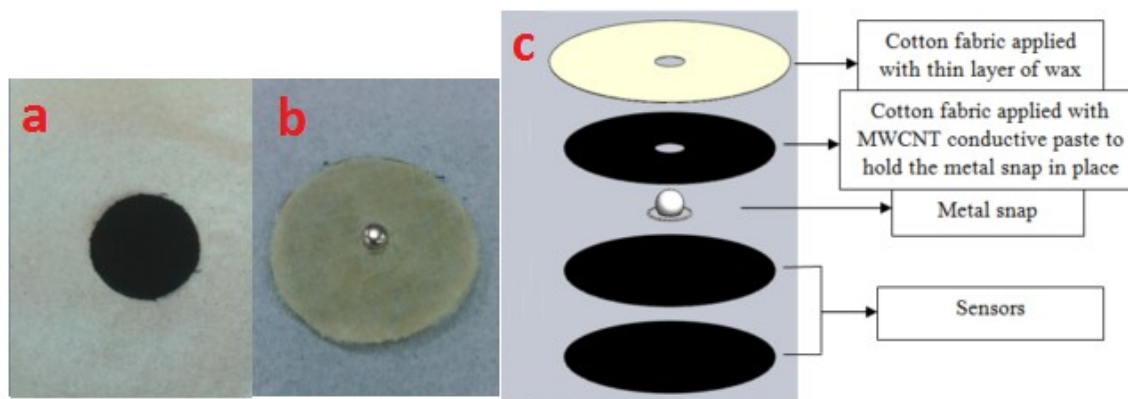
Autoři: LAM, Chee Leong, Nik Nur Zuliyana Mohd. RAJDI a Dedy H. B. WICAKSONO

Publikováno: SENSORS, 2013 IEEE

Cílem této práce bylo vytvořit levnou flexibilní suchou textilní elektrodu, za použití MWCNT (multi-walled carbon nanotube) jako vodivého materiálu, vhodnou pro měření EKG. Práce byla rozdělena do dvou částí. V první části se testoval nejvhodnější počet vrstev vodivé pasty flexibilní elektrody. Ve druhé části se flexibilní elektroda složená z ideálního počtu vrstev vodivé pasty bez použití elektrolytu porovnávala s konvenční Ag/AgCl elektrodou s nanoseným elektrolytem. Testování probíhalo měření EKG zdravého jedince z prvního svodu Einthovenova trojúhelníku pomocí zařízení KL-72001 Biomedical Measurement System. [29]

Podkladem pro výrobu flexibilní elektrody byla bavlněná tkanina, která před samotnou výrobou elektrody byla zbavena přirozené vrstvy vosku a nastříhaná do kruhového tvaru s průměrem 2,80 cm. Poté na ní byla štětečkem nanášena tenká vrstva vodivé pasty vytvořené smícháním 0,3 g MWCNT (vodivá složka pasty) a 10 ml škrobové pasty tapioku (slouží jako lepidlo). Po nanášení vodivé pasty, se tato bavlněná tkanina umístila do trouby a při 60 °C po dobu 10 minut se nechala zaschnout vrstva vodivé pasty. Tímto postupem se nanášelo všech 5 vrstev na každou stranu bavlněné tkaniny. Vznikla tak snímací část (senzor) flexibilní elektrody (viz Obr. 26 a). [29]

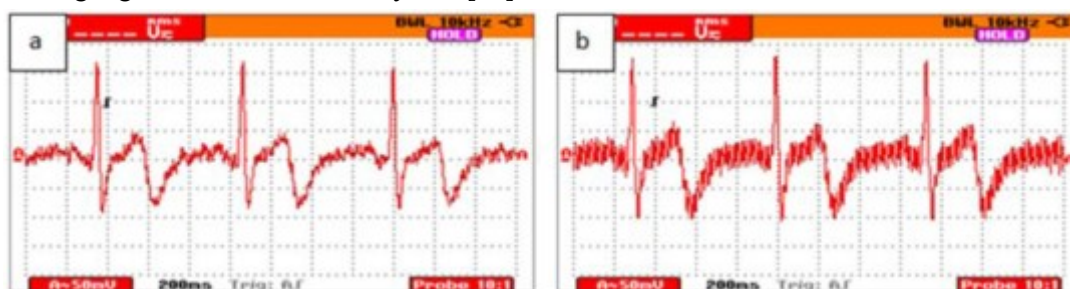
Samotná flexibilní elektroda byla složena z 5 částí (viz Obr. 26 c). Dvou snímacích senzorů, na kterých byl umístěn kontaktní kovový cvoček. Pro uchycení cvočku se použila další vodivá část (stejná jako předchozí dvě). Celá vrchní strana byla překryta částí z bavlněné tkaniny pokryté tenkou vrstvou vosku. Na Obr. 26 b je zobrazena výsledná flexibilní suchá textilní elektroda. [29]



Obr. 26 a) snímací část elektrody; b) hotová flexibilní elektroda; c) schéma složení flexibilní elektrody [29]

Nejdříve se testovaly elektrody, obsahující 1, 3 a 5 vrstev vodivé pasty, mezi sebou. Ze zvětšující se počtem vrstev vodivé pasty se zvyšovala vodivost elektrod. Vodivost elektrod s 1, 3 a 5 vrstvami vodivé pasty byla v tomto pořadí přibližně 0,70 mS, 3,05 mS a 6,05 mS. Autoři dospěli k názoru, že nejlepším počtem vrstev vodivé pasty je 5. Své tvrzení dokládají nejen změřenými vodivostmi jednotlivých elektrod, ale také naměřenými průběhy jednosvodového EKG. [29]

Poté se flexibilní elektroda s ideálním počtem vrstev vodivé pasty (5 vrstev) porovnávala s Ag/AgCl elektrodou pokrytou elektrolytem. Autoři na základě naměřených průběhů jednosvodového EKG (viz Obr. 27) dospěli k závěru, že flexibilní suchá textilní elektroda dosáhla lepších výsledků než konvenční Ag/AgCl elektroda s elektrolytem. [29]



Obr. 27 Porovnání průběhů EKG naměřeného a) flexibilní suchou textilní elektrodou s ideálním počtem vrstev vodivé pasty; b) konvenční Ag/AgCl elektrodou s elektrolytem [29]

Tento typ flexibilní suché textilní elektrody má dle autorů potenciál k jeho využívání pro měření EKG. Výhodami jsou zejména nízká cena, jednoduchost výroby elektrody a používání bez jakéhokoliv elektrolytu. Mohou být tedy vhodné také pro dlouhodobé měření. [29]

Název: Graphene-clad textile electrodes for electrocardiogram monitoring

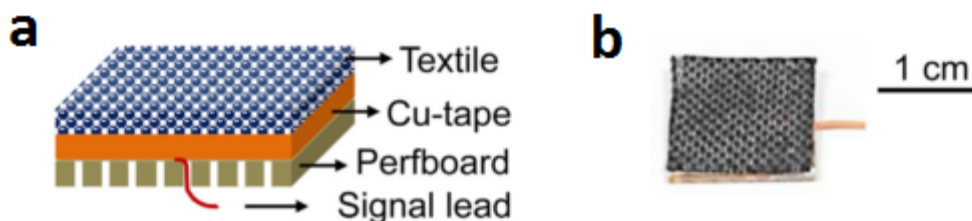
Autoři: YAPICI, Murat Kaya, Tamador ALKHIDIR, Yarjan Abdul SAMAD a Kin LIAO

Publikováno: *Sensors and Actuators B: Chemical* [online]

V tomto článku je popisována nová textilní elektroda tvořená nylonovou tkaninou potaženou grafenem, která je určena pro měření EKG. [30]

Pro výrobu grafenové textilní elektrody se použilo postupu následujícího postupu. V prvním kroku byla připravena zředěná suspenze ($0,37 \text{ mg} \cdot \text{mol}^{-1}$) oxidu grafenu (zkráceně GO). Následně se

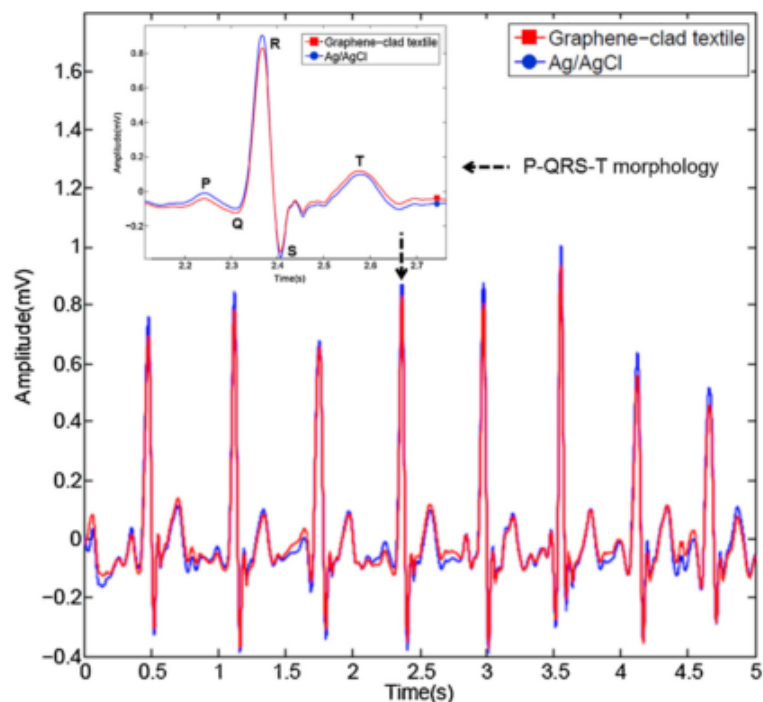
do této suspenze ponořila nylonová tkanina (hydrofilní tkanina) a nechala ležet na hydrofobní rovné podložce. Volba hydrofilní tkaniny a hydrofobní rovné podložky umožnila správné nanesení GO na tkaninu. V třetím kroku se nechala uschnout při teplotě 80 °C po dobu několika hodin. Poté se nanesená vrstva GO na tkanině přeměnila na redukováný oxid grafenu (zkráceně rGO) použitím redukčního činidla. V posledním kroku se tkanina vymyla destilovanou vodou (odstranily se zbytky redukčního činidla) a nechala se uschnout. Tímto postupem se dosáhlo nanesení rGO na celý povrch každého vlákna nylonové tkaniny. Elektrická vodivost takto vyrobené grafenové tkaniny dosahovala $4,5 \text{ S}\cdot\text{cm}^{-1}$. Grafenová tkanina se nastříhala na menší kousky o velikosti zhruba 1 cm, které byly připevněny na perforovanou podložku. Mezi podložku a tkaninu se vložila oboustranná měděná páska pro zajištění spojení mezi tkaninou a přívodním vodičem. Takto vyrobené grafenové elektrody (viz Obr. 28) se použili pro následující měření EKG [30]



Obr. 28 a) schéma složení grafenové elektrody; b) hotová grafenová elektroda pro EKG měření [30]

Porovnání grafenových elektrod s konvenčními Ag/AgCl elektrodami pokrytými gelem (3M Red DotTM, 2560) probíhalo naměřením EKG pomocí zapojení prvního svodu EKG. Oba typy elektrod byly umístěny na levé a pravé ruce dobrovolníka (žena, 22 let) a to blízko sebe, aby se zajistily stejné testovací podmínky. K testování se využila komerční DAU jednotka (AD Instruments, PowerLab 26T). Vzorkovací frekvence byla nastavena na 1 kHz a byl použit filtr pásmová zádrž 50 Hz.

Naměřené průběhy byly porovnány využitím vzájemné korelace vypočítané programem MATLAB. Vzájemná korelace ukázala, že se oba průběhy EKG překrývaly z 97 % (viz Obr. 29). Tento výsledek poukazuje na velmi dobrou kvalitu snímání EKG grafenových elektrod. Grafenové elektrody (bez použití elektrolytu) sice měly větší impedanci na rozhraní elektroda-kůže oproti Ag/AgCl elektrodám, ale tento rozdíl byl nepatrný. [30]



Obr. 29 Porovnání průběhu EKG naměřeného grafenovou a Ag/AgCl elektrodou [30]

Mezi výhodami grafenových elektrod (nylonová tkanina pokrytá rGO) patří udržení svojí vodivosti i po vyprání v pracím prostředí, poskytují trvanlivost, komfort a flexibilitu pro nositelné zařízení monitorující např. EKG, EMG atd. [30]

Na základě těchto výsledků autoři dospěli k závěru, že grafenové elektrody vykazují velmi dobrou kvalitu snímání EKG a mají potenciál být použity jako součásti nositelného zařízení pro monitorování EKG, EMG nebo EEG. [30]

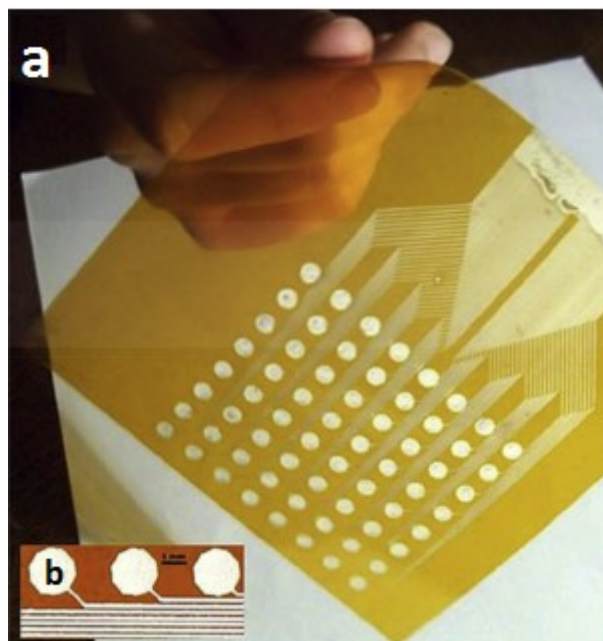
Název: Inkjet printed flexible electrodes for surface electromyography

Autoři: SCALISI, R.G., M. PALEARI, A. FAVETTO, M. STOPPA, P. ARIANO, P. PANDOLFI a A. CHIOLERIO

Publikováno: *Organic Electronics* [online]

Autoři článku popisují realizaci první inkoustově tištěnou HD-sEMG (High-Density surface EMG) elektrodovou matici pro povrchové snímání EMG. [31]

Pro tisk se použil komerčně dostupný inkoust obsahující nanočástice stříbra. Tento inkoust byl ve formě vodní koloidní/polymerní disperze těchto tříbrných nanočástic (InkA-C100, Politronica Injekt Printing). Jako podklad byl použit polyamidový film (Dupont, Wilmington DE) o tloušťce 75 μm . Izolační ochrana vytištěné elektrodové matice se realizovala pomocí solder maskin argent (Chemask LF- Chemtronics) a silikon (DCA Modified Silicone Conformal Coating). Tímto způsobem byla vytisknuta matice elektrod (8×8 elektrodový grid) i s vodiči jednotlivých elektrod (viz Obr. 30). Vzdálenost jednotlivých elektrod v matici byla 8 mm. Jejich elektrický odpor se vyskytoval rozsahu $15 \pm 5 \mu\Omega \cdot \text{cm}^{-1}$. Aby tiskárna vytiskla elektrodovou matici požadovaného tvaru, stačilo vytvořit její model v programu AutoCad. [31]



Obr. 30 a) vytištěná elektrodová matice i se svody jednotlivých elektrod; b) detail elektrod s jejich svody [31]

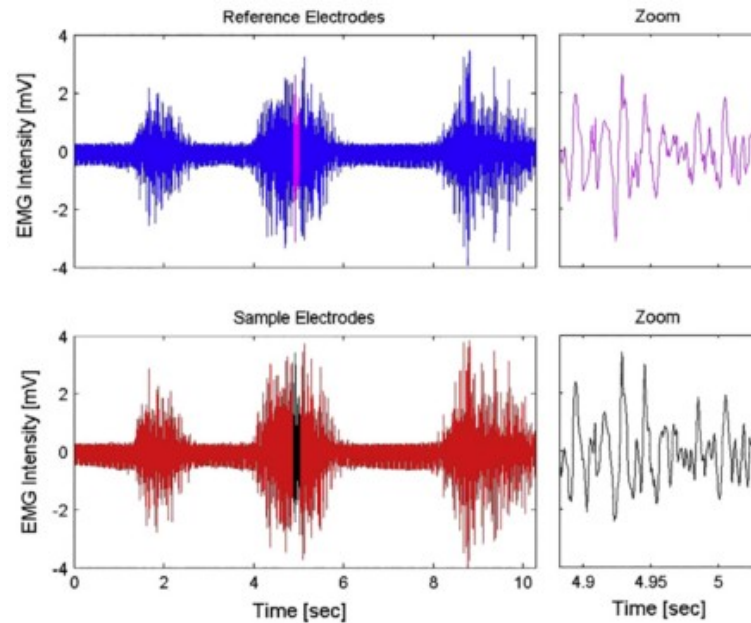
Vytištěná matice elektrod se porovnála s komerčně dostupnými elektrodami. Při jejich umístění na stejnou končetinu byly oba typy elektrod od sebe vzdálené méně než 1 cm. [31]

Na obou typech elektrod byla měřena impedance suchých elektrod na frekvencích 10 až 1000 Hz a na úrovni tlaku o velikost 13,33, 26,7 a 53,3 kPa. Hodnota 53,3 kPa byla zde limitní. Dále se měřila impedance elektrod za použití komerčně dostupného elektrovedivého gelu (SpesMedica s.r.l.) na frekvencích 10 až 1000 Hz a na úrovni tlaku o velikost 13,33 kPa. Tyto definované hodnoty tlaku byly vytvářeny sphygmomanometerem. Nakonec se měřilo povrchové EMG svalu předloktí (musculus brachioradialis) s využitím 256 kanálového zesilovače (TObioelettronice s.r.l. EMG-USB2). [31]

Při měřeních na suchých elektrodách a nastavení nejnižšího tlaku byla impedance tištěných elektrod vždy menší než impedance konvenčních elektrod. Po nastavení tlaku 26,7 kPa dosahovaly tištěné elektrody nepatrně lepších výsledků na vysokých frekvencích než konvenční elektrody. Při nastavení nejvyššího tlaku se impedance zlepšuje s vyšší frekvencí a je nepatrně lepší pro tištěné elektrody. Z měření bylo zaznamenáno, že tištěné elektrody pracují lépe při nižším tlaku (přítlaku elektrod k pokožce) než konvenční elektrody. [31]

Při měřeních na elektrodách za použití komerčně dostupného elektrovedivého gelu na frekvencích 10 až 1000 Hz a na úrovni tlaku o velikost 13,33 kPa dosahovali tištěné a konvenční elektrody velmi podobných výsledků. [31]

Nakonec se měřilo povrchové EMG svalu předloktí (musculus brachioradialis) tištěnými a zároveň konvenčními elektrodami (viz Obr. 31). [31]



Obr. 31 Povrchové EMG měřeno na svalu předloktí (musculus brachialis) tištěnými (spodní graf) a konvenčními elektrodami (horní graf) [31]

Podle autorů článku jsou tyto dva naměřené průběhy v podstatě stejné, což poukazuje na případnou možnost využití vytištěné stříbrné matice elektrod pro přesné měření povrchového EMG. Výhodami vytištěné stříbrné matice elektrod jsou dobrá vodivost (odpor v rozsahu $15 \pm 5 \mu\Omega \cdot \text{cm}^{-1}$), rozlišení (bez elektrických zkratů mezi jednotlivými dráhami elektrod). Dále technologie výroby umožňuje levný a plně přizpůsobitelný design podle potřeby uživatele. [31]

Autoři vidí potenciál tohoto typu elektrod v jejich případném použití při měření vysokofrekvenčního povrchového EMG, dále pak měření EEG a EKG, ve výrobě elektrod přímo na míru pro aktivní kontrolu protéz, nebo dokonce ve vesmírném inženýrství. [31]

Název: Continuous health monitoring using E-textile integrated biosensors

Autoři: Catarino, A., Carvalho, H. ; Dias, M.J. ; Pereira, T. ; Postolache, O. ; Girão, P.S.

Publikováno: 2012 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE), Iasi, 25-27 October, 2012

Tato práce se zabývá implementací elektrod a svodů (pro budoucí implementaci EKG monitoru) do trička pro použití ke kontinuálnímu snímání EKG vhodné zejména pro hendikepované nebo starší lidi. [32]

Elektrody byly vytvořeny zašitím zdrsňené vícevláknové polyamidové příze potažené tenkou vrstvou stříbra (méně než 10 nm) do určité oblasti. Elektrodu tak tvořil shluk těchto zašitých nití označovaných jako Elitex. Elektrický odpor těchto vláken je velmi malý řádově $30 \Omega \cdot \text{m}^{-1}$. Pro jejich zašití se použil přístroj MERZ model MBS (bezešvý pletací přístroj). [32]

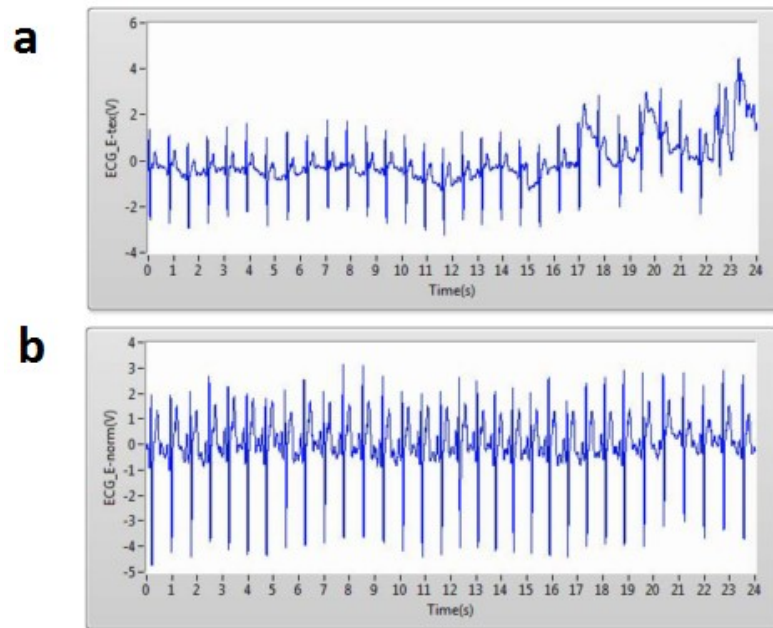
Stejný přístroj byl použit také pro vytvoření svodů. Nejdříve se do trika zatkaly nevodivé příze tak, že vyrobily kanálky, kterými mohou být vedeny konvenční elektrické vodiče. Elektrická izolace bylo dosaženo pokrytím povrchu specifickou silikonovou směsí (Elastosil od Wacker). [32]

Na tričko se implementovaly celkem tři elektrody (viz Obr. 32). Dvě elektrody se umístily na horní a střední část těla. Třetí se umísila na spodní část trika a sloužila pro napájení pravou nohou. Elektrody byly zašité tak aby vyčnívaly a zajistili dostatečný kontakt s pokožkou pacienta. K tomu také dopomáhala elasticita trička. [32]



Obr. 32 Tričko s našitými elektrodami a připojenými vodiči [32]

Pro testování se vodiče nezaváděly do trika, ale byly vedeny mimo triko. Pomocí principu patentky se vodiče spojily s elektrodami. K měření se použily nástroje Texas Instruments a P-OX100. Bylo naměřeno EKG v průběhu 24 sekund pomocí tohoto trička bez použití jakéhokoliv elektrolytu a klasickými elektrodami (viz Obr. 33). [32]



Obr. 33 Průběhy EKG naměřené a) elektrodami na tričku; b) klasickými elektrodami [32]

Z těchto průběhů je zřejmé, že průběh EKG naměřený tričkem je velmi modulován dýcháním pacienta a navíc nedosahuje takových napěťových hodnot peak-to-peak jako klasické elektrody.

Autoři dospěli na základě naměřených průběhů EKG k závěru, že tričko je schopné snímat EKG průběh s přípustnou kvalitou porovnávanou s klasickými Ag/AgCl elektrodami. Dále podali podnět na jeho vylepšení. Přílnavé triko je vhodné spíše pro sportovce, ale pro starší lidi by mohlo být nepohodlné. Z tohoto důvodu není vhodné pro tuto skupinu lidí používat na výrobu trika přílnavé materiály. Také by bylo vhodné umístit elektrody na vhodnější místa, které by umožňovaly decentní měření. [32]

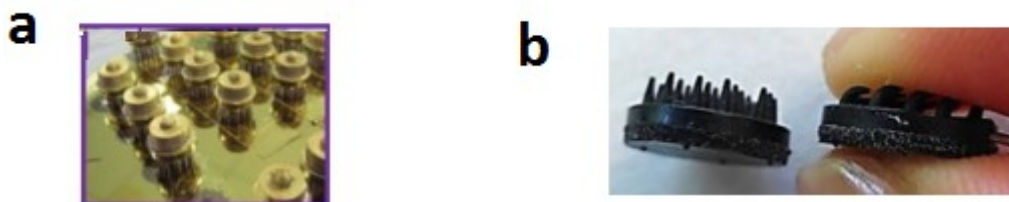
Název: Comb-shaped polymer-based Dry electrodes for EEG/ECG measurements with high user comfort

Autoři: CHEN, Y. H., M. OP DE BEECK, L. VANDERHEYDEN, V. MIHAJLOVIC, B. GRUNDLEHNER a C. VAN HOOF

Publikováno: 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) [online]

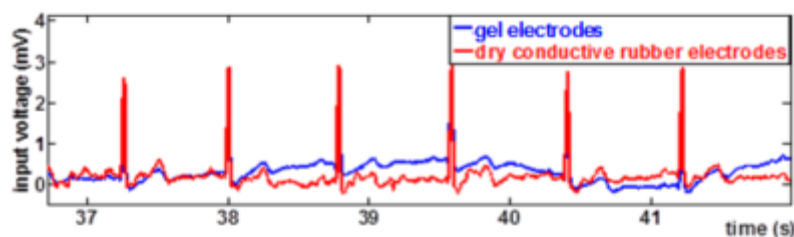
Autoři tohoto článku prezentují dva typy elektrod hřebenovitěho tvaru tvořených polymerem pro měření EEG/EKG. [33]

Jedna elektroda (viz Obr. 34 a) byla tvořena nevodivým polymerem pokrytým kovem (TiW/měď/TiW/zlato). Tato elektroda sloužila pro měření EEG v headsetu. Druhá elektroda (na obrázku Obr. 34 b) byla tvořena vodivým polymerem EPDM (etylen-propylen-dien-monomer) s vodivými přísadami (např. saze). Její materiál připomínal gumu a její hroty (výrůstky) byly 2 mm dlouhé. [33]



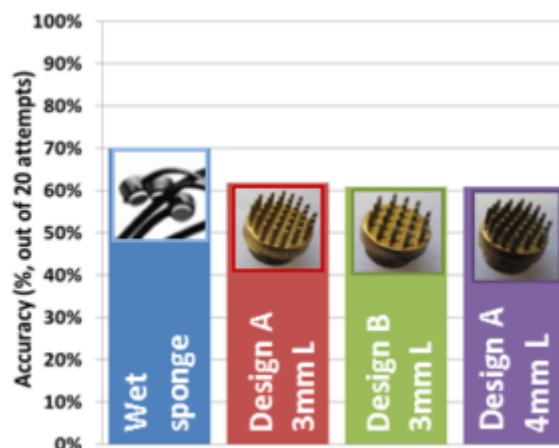
Obr. 34 Elektroda tvořena a) nevodivým polymerem potaženým kovem; b) EPDM s vodivými přísadami [33]

Impedance EPDM elektrody s vyšším obsahem sazí se přibližovala impedanci klasickým Ag/AgCl elektrodám. Pro měření EKG musely být EPDM elektrody trochu upraveny. Pro jejich přichycení k dobrovolníkovi se použila pěnová podložka s kontaktním cvočkem (z jednorázové nalepovací elektrody se sloupl gel a zbytek elektrody se použil). Takto upravené EPDM elektrody se umístily na hrudník dobrovolníka. Hned vedle nich se umístily také Ag/AgCl elektrody s naneseným elektrolytem. Jedna suchá elektroda uchycena na spodní část pravé strany hrudníku. Měření EKG Ag/AgCl elektrodou s elektrolytem a EPDM suché elektrody probíhalo zároveň (viz Obr. 35). [33]



Obr. 35 EKG průběhy naměřené klasickými Ag/AgCl elektrodami (modrá) a EPDM suchými elektrodami (červená) [33]

Dle autorů lze z obou průběhů zřetelně rozpoznat kmit R a vlnu T. V rámci měření EEG byly elektrody, tvořené nevodivým polymerem s nanesenou vrstvou kovu, namontovány do EEG headsetu. Porovnávány byly s dvěma dalšími podobnými typy elektrod a konvenčními (k tomu běžně určenými) sponge elektrodami s elektrolytem. Do headsetu bylo umístěno 16 elektrod. Měření probíhalo tak, že dobrovolník prováděl předem domluvené obličejové projevy (např. mrkání, podívání doprava a doleva, mrknutím jedním okem atd.). Každý projev opakoval dvacetkrát a software měl na základě naměřených EEG signálů rozpoznat, o jaký projev se jedná. Na Obr. 36 je graf přesnosti jednotlivých elektrod. [33]



Obr. 36 Graf přesnosti měření jednotlivých elektrod při dvaceti opakováních [33]

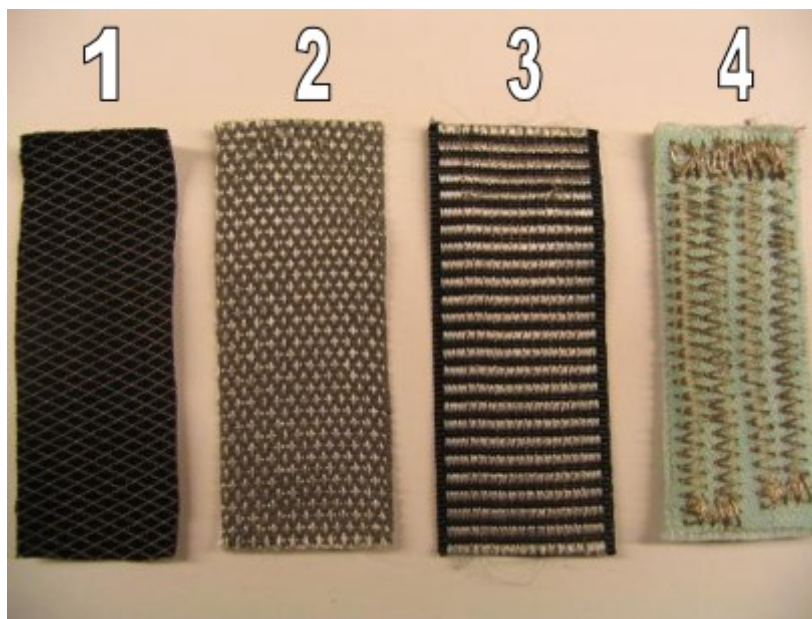
Dle autorů je přesnost jimi vytvořených elektrod nepatrně horší než u konvenční sponge elektrody. Autoři na základě kombinace naměřených hodnot a komfortu dobrovolníků při testování elektrod vidí potenciál svých vyrobených elektrod jako příznivé uchazeče pro velmi kvalitní biopotenciálové měření. [33]

Název: Textile Electrodes in ECG Measurement

Autoři: POLA, Taina a Jukka VANHALA

Publikováno: 2007 3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information [online]

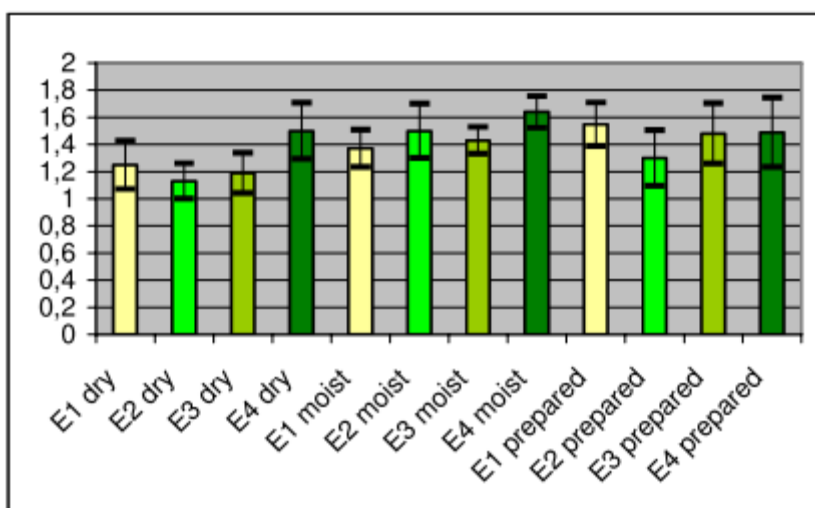
Autoři tohoto článku porovnávali mezi sebou čtyři různé druhy textilních elektrod a hledali nejlepší místo pro měření EKG. Byly použity čtyři různé elektrody (viz Obr. 37). Textilní elektroda 1 byla pletena, takže vodivá příze se navzájem křížila. Materiál této elektrody byl velmi elastický oproti ostatním. Textilní elektroda 2 byla utkaná, takže vodivá příze probíhala podél útku. Textilní elektroda 3 byla také utkaná, ale vodivá příze zde následovala osnovu (tkalcovská osnova). Tyto tři elektrody byly vyrobeny industriálně. Textilní elektroda 4 byla vyrobena ručně. Vodivá příze (Finnesd, stříbrné vlákno) byla pomocí šicího stroje vyšívána do tkaniny náhodným vzorem. Všechny testované elektrody měly stejné rozměry (přibližně 20 mm × 50 mm). [34]



Obr. 37 Čtyři různé textilní elektrody [34]

Pro měření EKG byly elektrody umístěny na hrudním pásmu v oblasti konce hrudní kosti a to jak na jejím středu, tak na pravé a levé části hrudníku. Pro každou testovanou osobu (4 testované osoby) se měřilo s každou elektrodou. Celkové měření skládalo ze 4 sérií měření (celkem 12 měření). Každé měření trvalo 5 minut. První série byla měřena na suché kůži. Druhá série na navlhčené kůži vodou (případně potem). Pro třetí sérii se kůže očistila od šupinek atd. Referenční měření probíhalo pomocí jednorázových elektrod. [34]

Zařízení pro měření EKG (data logger) byl navržen a zkonstruován na Insitute of Electronics in the Tampere University of Technology. Pro uchování dat se použila paměťová karta. Jako přívodní vodič textilních elektrod k data loggeru byla použita vodivá příze (Aracon). Během měření testované osoby klidně seděly na židli. [34]



Obr. 38 Celkové shrnutí průměrů a rozptýlení jednotlivých měření jednotlivých elektrod [34]

Na základě naměřených a vyhodnocených dat dospěli autoři k závěru, že nejlepších výsledků dosáhla textilní elektroda 4. Její vypočtený průměr je docela vysoký a je podobný v porovnání

s jednorázovými elektrodami. Nejpravděpodobnějším důvodem její dobrých výsledků je dobrý kontakt vodivé příze s pokožkou. Příze je totiž na povrchu tkaniny. Podle slov autorů není jednoduché najít správné měřící místo pro elektrodu, aby nebyla rušena, neboť jedna pozice vhodná pro jednu osobu nemusí být vhodná pro jinou. Nicméně nejlepších signálů se dosáhlo umístěním elektrod ve směru elektrické osy srdce. Autoři jsou přesvědčeni, že textilní elektrody jsou vhodné pro měření EKG. [34]

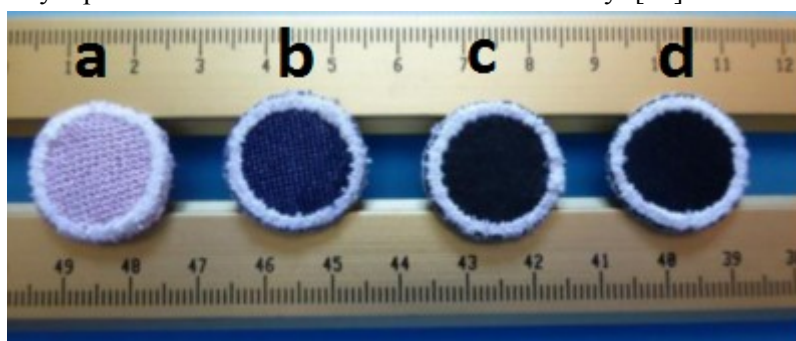
Název: High electrical conductance poly(3,4-ethylenedioxythiophene) coatings on textile for electrocardiogram monitoring

Autoři: TRINDADE, Isabel G., Frederico MARTINS a Patrícia BAPTISTA

Publikováno: *Synthetic Metals* [online]

V tomto článku je prezentována textilní elektroda vyrobená z vysoce elektricky vodivého poly(3,4-ethylenedioxythiophene) (zkráceně PEDOT) určená pro nepřetržitě monitorování EKG.

PEDOT elektroda byla vyrobena nanesením PEDOTu na polyesterovou tkaninu (bez vzoru) za použití metody vapour phase polymerization (zkráceně VPP), kde oxidantem byl chlorid železitý s koncentrací 1 mol. PEDOT elektroda se ještě dále upravila, aby mohla být použita jako EKG snímač. Pro výrobu EKG snímačů z textilních elektrod byl použit šestijehlového digitálního vyšivacího systému, který pro tento účel vhodný. Jednotlivé textilní elektrody kruhového tvaru o průměru 16 mm byly přišity k vodivému suchému zipu. Ten sloužil pro pevné přichycení k elastickému hrudnímu pásu. Tímto způsobem bylo vyrobeno 6 textilních elektrod od každé následujících tkaniny: výše popsaná PEDOT elektroda, vodivá tkanina od společnosti Eeonyx (netkaný NW170-PI-15) a polyester s keprovou vazbou (T-PI-50) obě dvě pokryté komerčním polymerem, komerční tkanina od Less EMF Inc. sestávající ze 70 % z bambusových vláken a ze 30 % ze stříbra. Tyto tkaniny (viz Obr. 39) se vyznačovaly rozdílným povrchem textilie a hodnotou sheet resistivity. [35]

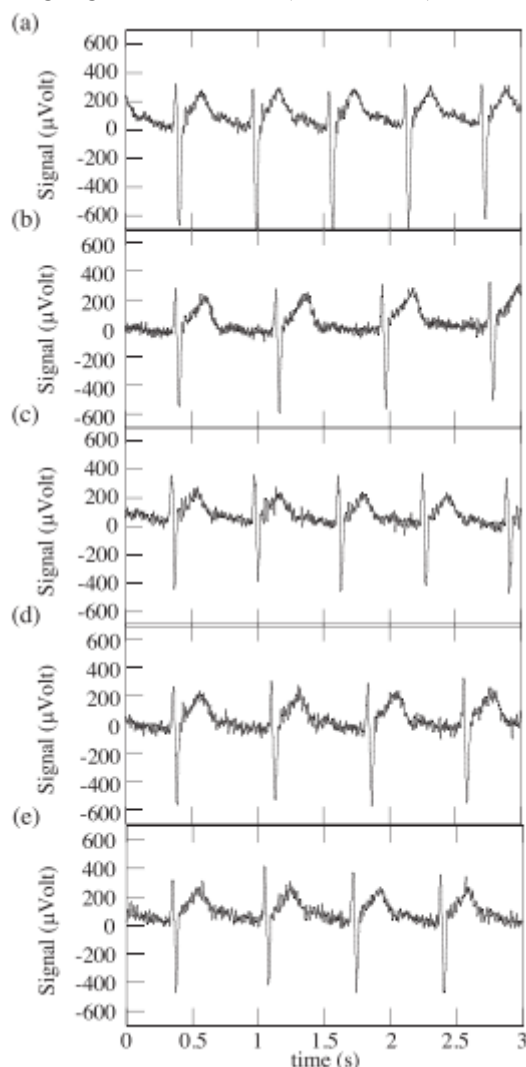


Obr. 39 Textilní elektrody obsahující vodivé složky a) stříbro 30 %; b) PEDOT; c) NW170-PI-15; d) T-PI-50 [35]

Při měření na dobrovolníkovi (muž) se umísťovaly dvě elektrody do oblasti levé části hrudníku na pozice V4 a V5. Třetí elektroda se použila jako zemnicí. Elektrody byly přidržovány na místě pomocí elastického neoprenového nastavitelného hrudního pásu, ke kterému se přichytily pomocí svého vodivého suchého zipu. Každý pár elektrod byl připojen v diferenčním modu do analogového vstupu 16-bitové programovatelné DAU jednotky NI-DAQ 6212 od společnosti National Instruments s PC/USB rozhraním. Třetí elektroda byla připojena k DAQ uzemnění. Vzorkovací frekvence byla 2 kHz. [35]

Porovnání jednotlivých elektrod bylo uskutečněno měřením poměru signálu k šumu (zkráceně SNR) pro suché a navlhčené elektrody. Výsledky byly porovnány s výsledky SNR pro konvenční

Ag/AgCl elektrody s naneseným vodivým gelem. Výsledky měření SNR PEDOT elektrod byly řádově stejné jako u gelových elektrod ale vyšší oproti elektrodám vyrobeným z vodivých tkanin a pokrytých komerčním polymerem. Dále se naměřily průběhy EKG všech 4 typů elektrod a porovnály se s průběhem EKG naměřeným Ag/AgCl elektrodami (viz Obr. 40). [35]



Obr. 40 Průběhy EKG naměřené a) Ag/AgCl elektrody; b) stříbro 30 %; c) PEDOT; d) NW-170-PI-15; e) T-PI-50 [35]

Autoři článku dospěli k závěru že PEDOT textilní elektroda z polyesteru neobsahující kovové částice představuje dlouhodobě udržitelnou alternativu k Ag/AgCl elektrodám. Dosažená vodivost PEDOTu syntetizovaného metodou VPP se pohybuje mezi nejlepšími vodivostmi, které kdy byly zaznamenány při použití jakékoliv metody syntézy PEDTu. Podle autorů mohou textilní elektrody nahradit konvenční Ag/AgCl elektrody. [35]

5.2 Výsledky rešerše

Z výsledků rešerše je patrná velká snaha odborníků o nalezení a implementování nových materiálů elektrod pro měření biopotenciálů. Velký počet z nich dosahuje velmi dobrých výsledků ať už na poli vodivých polymerů (neobsahující kov, nebo s příměsí kovu), vodivých nanokompositů,

pokovených vláken, tisk inkoustem s částčkami kovu atd. Velmi častou a oblíbenou kombinací jsou alternativní elektrody a tričko (nositelné zařízení) pro kontinuální monitorování biopotenciálů. V této oblasti mají alternativní elektrody velký příslib využití, neboť ve většině případů umožňují svoji implementaci bez snížení komfortu uživatele. Dalšími výhodami jsou nízká cena. Ve většině případů také lehká příprava.

Díky této rešerši jsem získal přehled v alternativních materiálech elektrod a také v jejich možných postupech výroby, které bych mohl využít, zlepšit, anebo se jich naopak vyvarovat při praktické realizaci biopotenciálových elektrod a svodů.

6 Návrh, realizace a testování polymerových biopotenciálových elektrod

Cílem bakalářské práce je vyrobit nekovové biopotenciálové elektrody včetně jejich svodů s využitím vodivých polymerů polyanilinu nebo polypyrrolu a připevnit je na tričko, aby bylo možné pomocí takového trička kontinuálně snímat EKG.

Z důvodu objektivního testování vlastností polymerových elektrod a polymerových vodičů z hlediska kvality a síly amplitudy naměřeného a přeneseného EKG signálu bylo přistoupeno k jejich oddělenému testování. V první fázi se realizovaly a testovaly elektrody z vodivých polymerů. Pro porovnání vlastností polymerových elektrod z hlediska kvality a síly amplitudy naměřeného EKG signálu, byly zvoleny Ag/AgCl elektrody jako referenční elektrody. Ag/AgCl elektrody jsou běžně využívané v praxi pro snímání EKG, a proto byly vybrány pro porovnání s polymerovými elektrodami.

Testování polymerových elektrod bylo, po konzultaci s vedoucím bakalářské práce a na základě požadavku porovnání kvality snímaného EKG polymerovými elektrodami a klasickými Ag/AgCl elektrodami, navrženo jako měření jednosvodového EKG z hrudníku polymerovými elektrodami a z končetin klasickými Ag/AgCl elektrodami s využitím biozesilovače g.USBamp firmy g.tec (se sériovým číslem UB-2013.06.47) připojeného k PC. Mezi parametry biozesilovače g.USBamp (se sériovým číslem UB-2013.06.47) firmy g.tec patří: citlivost <30 nV (LSB) – ± 250 mV, 24 bitový A/D převodník (vzorkovací frekvence 38,4 kHz), 16 monopolárních kanálů, velikost šumu $<0,4$ μ V RMS (0,1–10 Hz), vstupní impedance >100 M Ω , typ CF (odolný proti fibrilacím). Pro připojení elektrod k biozesilovači byly vybrány klasické (kovové) vodiče.

Polymerové elektrody mají umožnit měření EKG na hrudníku pomocí trička. Hrudní pásy napodobují podobné podmínky jako v případě těsného trička, a proto byly zvoleny pro uchycení polymerových elektrod na hrudníku během testování právě hrudní pásy.

6.1 Návrh polymerových biopotenciálových elektrod

Klasické elektrody běžně používané pro měření EKG mají několik omezení. Jelikož jsou vyrobeny z kovu, nelze je použít v průběhu vyšetření na počítačové tomografii a magnetické rezonanci. Dalším omezením je nutnost použití elektrovedivého gelu nebo pasty pro zajištění dobrého vodivého spojení mezi elektrodou a pokožkou. Elektrolyt ve formě gelu nebo pasty na rozhraní mezi elektrodou a pokožkou postupně vysychá a dochází ke zhoršení elektrických vlastností elektrody. Tím pádem nelze snímat dlouhodobě EKG bez pravidelné výměny elektrod anebo nanesení nového elektrolytu. Dlouhodobé snímání EKG z trička pomocí klasických elektrod by bylo velice nepraktické a snižoval by komfort pacienta.

Z rešerše bylo zjištěno, že většina alternativních elektrod obsahují v určité míře příměs kovu, nebo jsou kovem potaženy, což je také nevyhovující jako v případě klasických elektrod. Pouze u případů elektrody vyrobené z nevodivého monomeru s příměsí vodivých sazí, elektrody z bavlny potažené směsí nevodivé škrobové pasty tapioku s vodivým uhlíkem a elektrody vyrobené z polyesterové tkaniny pokryté vodivým polymerem PEDOT, se setkáváme s nekovovými vodivými materiály.

Z těchto výše zmíněných důvodů je záměrem vyrobit nové nekovové biopotenciálové elektrody s využitím vodivých polymerů a doplnit tak škálu alternativních elektrod. Taková

alternativní biopotenciálové elektroda by se měla skládat ze dvou hlavních částí, kterými jsou základní materiál (podklad pro nanesení vodivého polymeru) a vodivý polymer. Nanesením vodivého polymeru na základní materiál vznikne alternativní polymerová biopotenciálová elektroda. Jelikož biopotenciálové elektrody musí umožnit měření EKG na hrudníku pomocí trička, musí jejich základní materiál splňovat několik požadavků, jakými jsou např. přizpůsobení se tvaru lidského těla, nedráždivost pokožky, umožnění snadného nanesení vodivého polymeru, materiálová soudržnost, absence kovu atd. Po konzultaci s vedoucím bakalářské práce a s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byly zvoleny jako základní materiály bavlna a uhlíková tkanina pro následné nanesení vodivého polymeru. Uhlíková tkanina byla vybrána zejména kvůli tomu, že oproti bavlně vykazuje elektrickou vodivost bez přídavku vodivého polymeru a očekávalo se dosažení lepších výsledků po nanesení polymeru oproti bavlněné elektrodě pokryté vodivým polymerem. Jak již bylo výše zmíněno, vodivé polymery se vyznačují elektrickými vlastnostmi srovnatelnými s klasickými polovodiči, nedráždí pokožku, neobsahují kov a lze s nimi pokrývat různé povrchy materiálů. Z těchto důvodů a na základě konzultace s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byly vybráni dva zástupci z vodivých polymerů a to polyanilin a polypyrrol.

Po konzultaci s vedoucím bakalářské práce byly zvoleny pro výrobu elektrod následující kombinace základního materiálu a vodivého polymeru. Jsou jimi bavlněná tkanina s naneseným polyanilinem, bavlněná tkanina pokrytá polypyrrolem a uhlíková tkanina s naneseným polyanilinem. Důvodem výběru těchto kombinací základních materiálů a vodivých polymerů je otestování kvality snímaného a přenášeného EKG polymerovými elektrodami a jejich porovnání s klasickými Ag/AgCl elektrodami.

Aby se polymerové elektrody nemusely našívát na hrudní pás (popřípadě tričko) a mohly se libovolně připínat a odepínat z hrudního pásu, zvolil se princip suchého zipu, který se ze všech dalších možností jevil jako nejlepší. Výhodami suchého zipu jsou např. absence kovu, umožňuje pevný a zároveň flexibilní podklad pro polymerovou elektrodu (napolymerovaná tkanina se při měření neskrčí).

Na základě osobní konzultace s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byl vybrán postup polymerace jednotlivých tkanin (nanesení vodivého polymeru na základní materiál) a pod dohledem Ing. Patrycje Bober, Ph.D. z jeho odborného týmu byla polymerizace tkanin také provedena.

6.2 Realizace polymerových biopotenciálových elektrod

Na základě návrhu biopotenciálových elektrod bylo přistoupeno k realizaci alternativních polymerových biopotenciálových elektrod. Po nanesení standardního polyanilinu na tkaninu se z této tkaniny stává tzv. polyanilinová elektroda (PANI elektroda). Pokud se tkanina pokryje globulárním polypyrrolem vznikne tzv. polypyrrolová elektroda (PPy elektroda).

Na základě osobní konzultace s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byl vybrán postup polymerace jednotlivých tkanin a pod dohledem Ing. Patrycje Bober, Ph.D. z jeho odborného týmu byla polymerizace tkanin také provedena.

6.2.1 Postup polymerace tkanin standardním polyanilinem

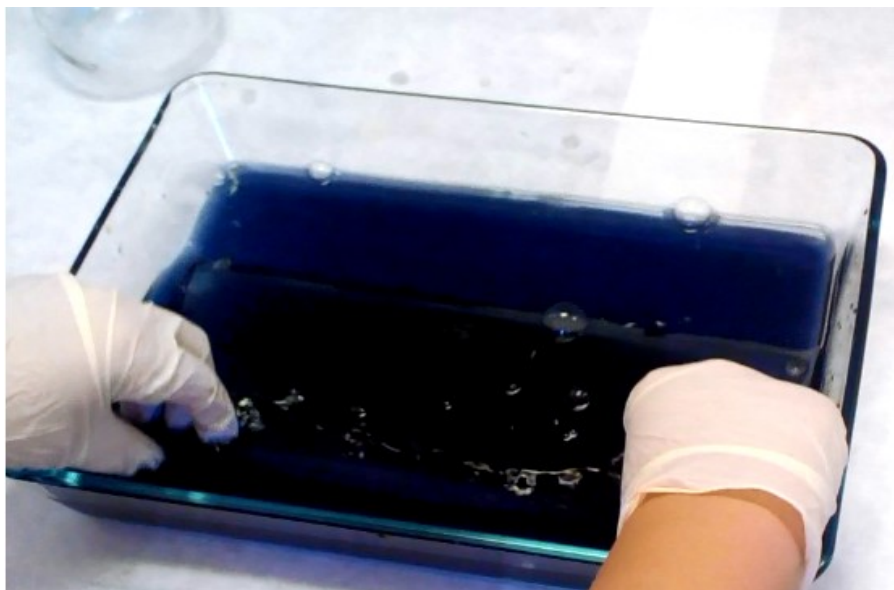
Na bavlněnou tkaninu byl nanesen standardní polyanilin podle následujícího postupu:

1. Na přípravu 100 ml standardního polyanilinu se navázilo 2,59 g 0,2M Anilinu hydrochloridu (zkráceně Anilin HCl) a 5,71 g 0,25M peroxidisíranu amonného (zkráceně APS).
2. Samotný navážený Anilin HCl se nasypal do baňky o objemu 50 ml, doplnil se destilovanou vodou po rysku pomocí stříkačky a protřepáním baňky se nechal Anilin HCl rozpustit v destilované vodě. Tento celý postup se opakoval i s APS.
3. Pro zajištění rovnoměrného nasáknutí roztoku do celé bavlněné tkaniny a zamezení jejího pohybu v roztoku bylo nutné tkaninu nejdříve napnout a poté upevnit na dřevěný rám.
4. Do dostatečně velké skleněné desinfekční misky se umístil dřevěný rám s připevněnou tkaninou a přilil se obsah baňky s roztokem Anilinu HCl (viz Obr. 41).



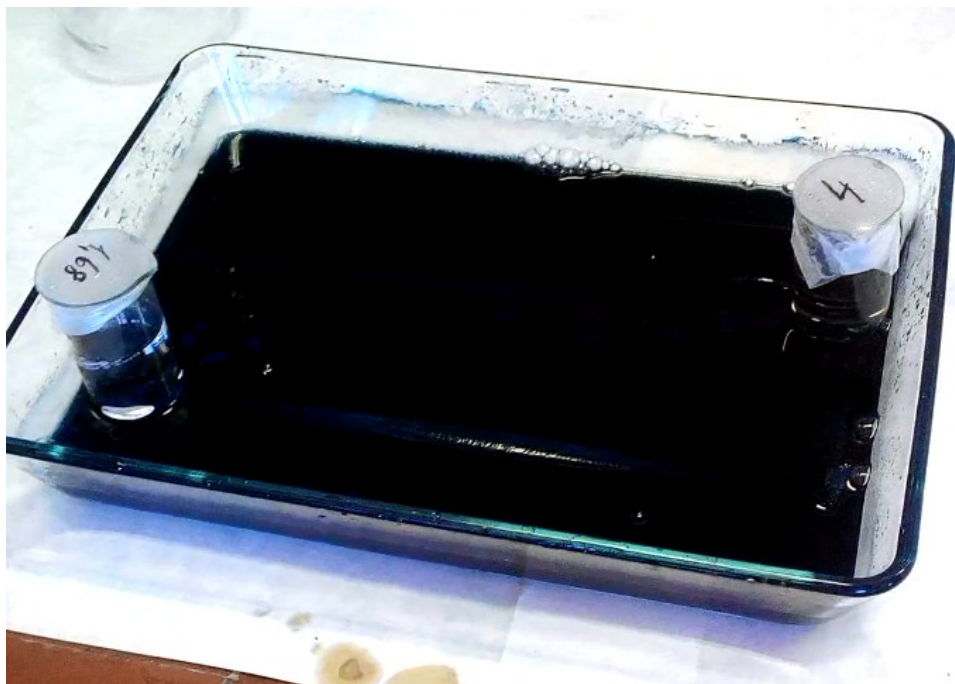
Obr. 41 Dřevěný rám s připevněnou tkaninou ponořený do roztoku Anilinu HCl

5. Nejprve se musela tkanina upevněná na dřevěném rámu několikrát ponořit do roztoku Anilinu HCl (kvůli dostatečnému nasáknutí tkaninou).
6. Následovně se celý rám opět ponořil tak, že celá tkanina byla ponořena v roztoku Anilinu HCl, jako na obrázku výše viz Obr. 41.
7. Tímto způsobem se tkanina nechala ponořena v roztoku Anilinu po dobu 30 minut.
8. Po uplynutí doby 30 minut se do této skleněné desinfekční misky přilil obsah baňky s roztokem APS.
9. Poté se tkanina upevněná na dřevěném rámu promývala reakční směsí do té doby, než se reakční směs charakteristicky zbarvila (viz Obr. 42).



Obr. 42 Promývání tkaniny upevněné na dřevěném rámu v reakční směsi

10. Jakmile nastalo charakteristické zbarvení reakční směsi, ponořil a zatížil se celý rám tak, že celá tkanina byla ponořena v reakční směsi a neplava v ní. Ale nebyla např. přilepená ke stěně skleněné desinfekční misky, protože by se daná část tkaniny nenapolymerovala (viz Obr. 43).



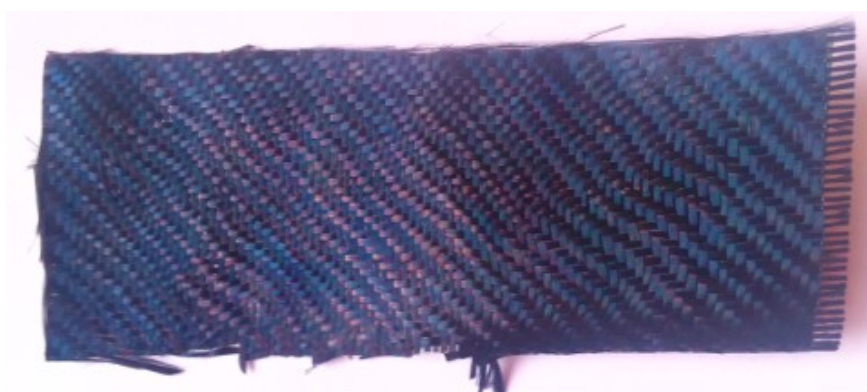
Obr. 43 Zatížení ponořeného dřevěného rámu s připevněnou tkaninou v reakční směsi

11. Tímto způsobem se nechala tkanina ponořená v reakční směsi po dobu 1 hodiny.
12. Po uplynutí 1 hodiny bylo nutné napolymerovanou tkaninu vytáhnout z reakční směsi a promýt ji 0,2M kyselinou chlorovodíkovou (zkráceně HCl). Tím se vymyly nezreagované složky a vedlejší produkty.
13. Nakonec se napolymerovaná bavlněná tkanina nechala do dalšího dne uschnout.

Polymerace uhlíkové tkaniny pobíhala stejným postupem jen s malými rozdíly. Jelikož uhlíková tkanina byla větší než bavlněná tkanina, muselo být připraveno 500 ml standardního polyanilinu. Na jeho přípravu se navázilo 13 g 0,2M Anilinu hydrochloridu a 28,5 g 0,25M peroxidisíranu amonného. Dalším rozdílem byla absence upevnění tkaniny na dřevěný rám a jeho zatížení. Uhlíková tkanina byla totiž natolik pevná a těžká, že neplavala v připravených roztocích, neskrčila se (stále udržovala svůj původní tvar) a ani se nepřilepila ke stěně skleněné desinfekční misky. Kromě těchto popsaných rozdílů se postup polymerace uhlíkové tkaniny v ničem nelišil od polymerace bavlněné tkaniny.



Obr. 44 Bavlněná tkanina pokrytá standardním polyanilinem



Obr. 45 Uhlíková tkanina pokrytá standardním polyanilinem

6.2.2 Postup polymerace tkaniny globulárním polypyrrolem

Na bavlněnou tkaninu se nanasl globulární polypyrrol (tzv. standardní polypyrrol) podle následujícího postupu:

1. Na přípravu 1 l standardního polypyrrolu se navázilo 135,28 g 0,5M hexahydrátu chloridu železitého a odměřilo se 14,4 ml 0,2M pyrrolu.
2. Samotný pyrrol se přelil do baňky o objemu 500 ml, doplnil se destilovanou vodou po rysku pomocí stříkačky a baňka se protřepala, aby se oba roztoky řádně promíchaly. Tento celý postup se opakoval i s hexahydrátem chloridu železitého.

3. Pro zajištění rovnoměrného nasáknutí roztoku do celé bavlněné tkaniny a zamezení jejího pohybu v roztoku bylo nutné tkaninu nejdříve napnout a poté upevnit na dřevěný rám.
4. Do dostatečně velké skleněné desinfekční misky se umístil dřevěný rám s připevněnou tkaninou a přilil se obsah baňky s roztokem pyrrolu.
5. Nejprve se musela tkanina upevněná na dřevěném rámu několikrát ponořit do roztoku pyrrolu (kvůli dostatečnému nasáknutí tkaninou).
6. Následovně se celý rám opět ponořil tak, že celá tkanina byla ponořena v roztoku pyrrolu.
7. Tímto způsobem se tkanina nechala ponořena v roztoku pyrrolu po dobu 30 minut.
8. Po uplynutí doby 30 minut se do této skleněné desinfekční misky přilil obsah baňky s roztokem hexahydrátu chloridu železitého.
9. Poté se tkanina upevněná na dřevěném rámu promývala reakční směsí do té doby, než se reakční směs charakteristicky zabarvila (v tomto případě se reakční směs zabarvila mnohem rychle než při přípravě PANI).
10. Jakmile nastalo charakteristické zabarvení reakční směsi, ponořil a zatížil se celý rám tak, že celá tkanina byla ponořena v reakční směsi a neplava v ní. Ale nebyla např. přilepená ke stěně skleněné desinfekční misky, protože by se daná část tkaniny nenapolymerovala.
11. Tímto způsobem se nechala tkanina ponořena v reakční směsi po dobu 30 minut.
12. Po uplynutí 30 minut bylo nutné napolymerovanou tkaninu vytáhnout z reakční směsi a promýt ji 0,2M HCl. Tím se vymyly nezreagované složky a vedlejší produkty.
13. Nakonec se napolymerovaná bavlněná tkanina nechala do dalšího dne uschnout.



Obr. 46 Bavlněná tkanina pokrytá standardním polypyrrolem

6.2.3 Měření elektrického odporu napolymerovaných tkanin

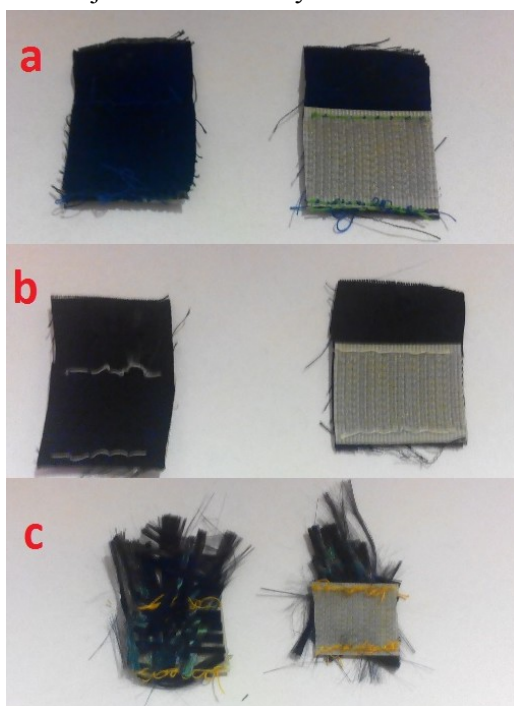
U všech napolymerovaných tkanin byl změřen elektrický odpor s použitím stolního multimetru ESCORT 3146A (s evidenčním číslem 30000382/0) a dvou měřících sond L4130 (bodové sondy). Elektrický odpor byl měřen ve vzdálenostech 1, 10 a 16 cm mezi měřícími sondami. Výsledná hodnota odporu byla vypočítána jako průměr z hodnot odporů naměřených v těchto třech vzdálenostech. Hodnoty výsledných elektrických odporů jsou uvedeny v tabulce Tab. 2.

Tab. 2 Hodnoty elektrických odporů všech napolymerovaných tkanin

Druh tkaniny	Hodnota odporu [Ω]
Bavlněná tkanina pokrytá PANI	$11,0 \cdot 10^3$
Bavlněná tkanina pokrytá PPY	108
Uhlíková tkanina pokrytá PANI	51

6.2.4 Přizpůsobení a úprava PANI a PPY elektrod pro měření EKG

Aby elektrody umožňovaly snadné přichycení a odepnutí z hrudního pásu (popřípadě trička), využil se podle návrhu polymerových biopotenciálových elektrod princip suchého zipu. Jedna část suchého zipu se našila na všechny napolymerované tkaniny. Elektrody byly vyrobeny tak, že z každé tkaniny se nastříhaly stejně velké kusy látky (s našitým suchým zipem) o rozměrech 2×3 cm (viz Obr. 47). Tento rozměr elektrod byl vybrán z důvodu snadného připnutí vodičů s krokodýlky. Po připnutí krokodýlků se rozměr snímající části elektrody zmenšil na 2×2 cm.



Obr. 47 Rub a líc a) PANI elektrody z bavlny; b) PPY elektrody z bavlny; c) PANI elektrody z uhlíkové tkaniny

6.2.5 Přizpůsobení a úprava hrudního pásu pro měření EKG

Z pryžových škrtec obinadel ESMARCH (o rozměrech 60×1250 mm) byl vytvořen tzv. popruh tvořený horní a dolní částí určený k měření hrudního EKG. Na horní část popruhu se nalepila druhá část suchého zipu v úrovni pravého a levého prsa blíže k oblasti příslušné podklíčkové krajiny. Na spodní část popruhu se nalepila také druhá část suchého zipu do oblasti mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé straně těla. Tímto způsobem bylo dosaženo rozmístění elektrod pro následné testovací měření jednosvodového EKG na hrudníku (Obr. 48).



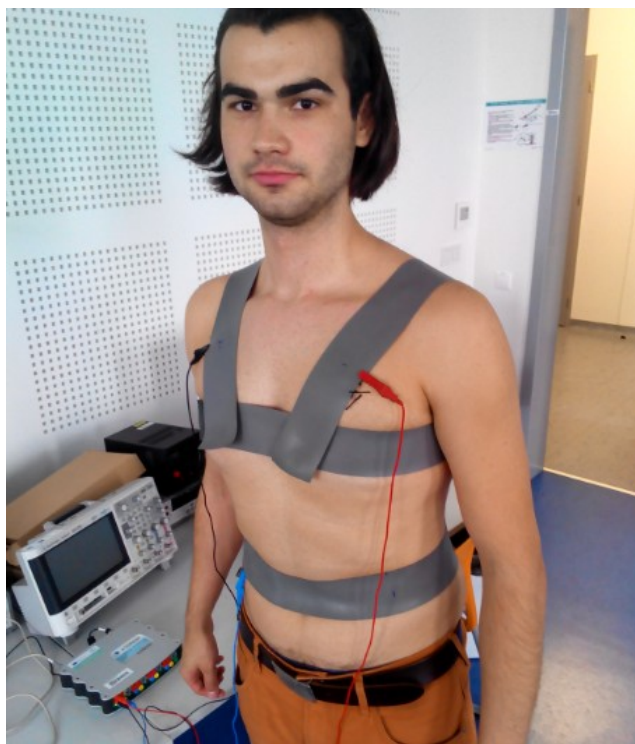
Obr. 48 Popruh s připevněnými PPy elektrodami a připojenými vodiči

6.3 Testování polymerových elektrod

Pro prvotní testování PANI a PPy elektrod bylo podle návrhu využito měření jednosvodového EKG na biozesilovači g.USBamp firmy g.tec připojeného k počítači.

Měřicí řetězec pro naměření jednosvodového EKG klasickými končetinovými Ag/AgCl elektrodami ve formě klipsů se zapojil následujícím způsobem. Na pravou a levou ruku a levou nohu byly přicvaknuty klipsové Ag/AgCl elektrody s naneseným elektroaktivním gelem. Klipsové elektrody se připojili na biozesilovač (připojený k počítači) pomocí klasických vodičů.

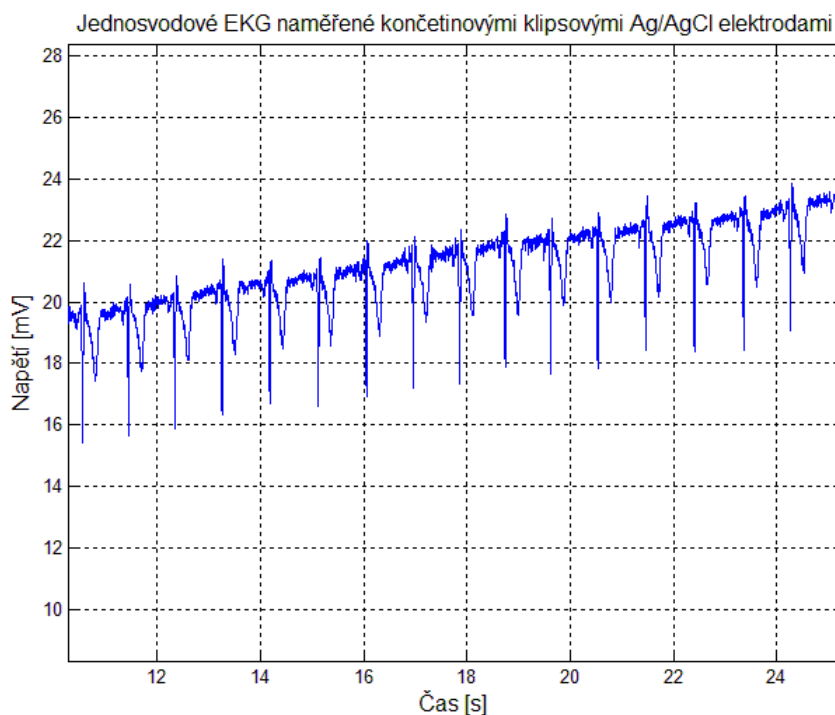
Měření jednosvodového hrudního EKG polymerovými elektrodami probíhalo při následujícím zapojení měřicího řetězce. Tři polymerové elektrody stejného druhu (např. PANI bavlněné elektrody) byly připevněny pomocí suchých zipů na určených místech popruhu. Jednotlivé polymerové elektrody se připojili k biozesilovači klasickými vodiči s izolovanými krokosvorkami. Biozesilovač byl také připojen k počítači. Ukázkové zapojení měřicího řetězce je zobrazeno na Obr. 49. Tímto způsobem bylo naměřeno jednosvodové EKG na hrudníku postupně všemi druhy polymerových elektrod (PANI elektrodami z bavlny, PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a PPy elektrodami z bavlny).



Obr. 49 Měření jednosvodového EKG na hrudníku s využitím popruhu

6.3.1 Naměřené hodnoty a porovnání výsledků

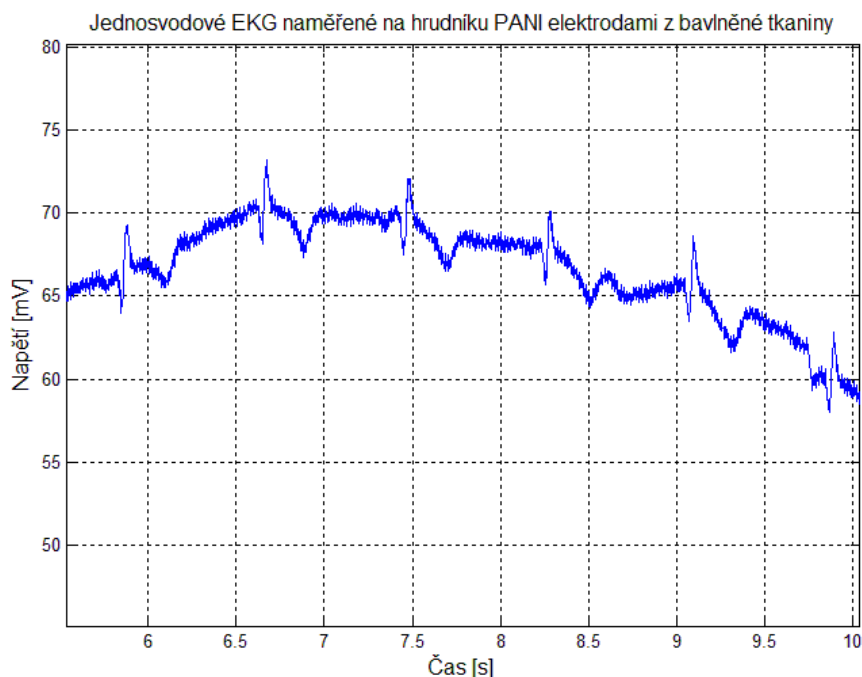
S využitím softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivolty (odpovídající reálným hodnotám) a následně vykreslily do grafů.



Obr. 50 Průběh jednosvodového EKG naměřeného končetinovými klipsovémi Ag/AgCl elektrodami

Z průběhu jednosvodového EKG naměřeného končetinovými klipsovými Ag/AgCl elektrodami je zřejmé, že během propojování jednotlivých vodičů s elektrodami došlo k záměně pořadí dvou vodičů připojených do biozesilovače.

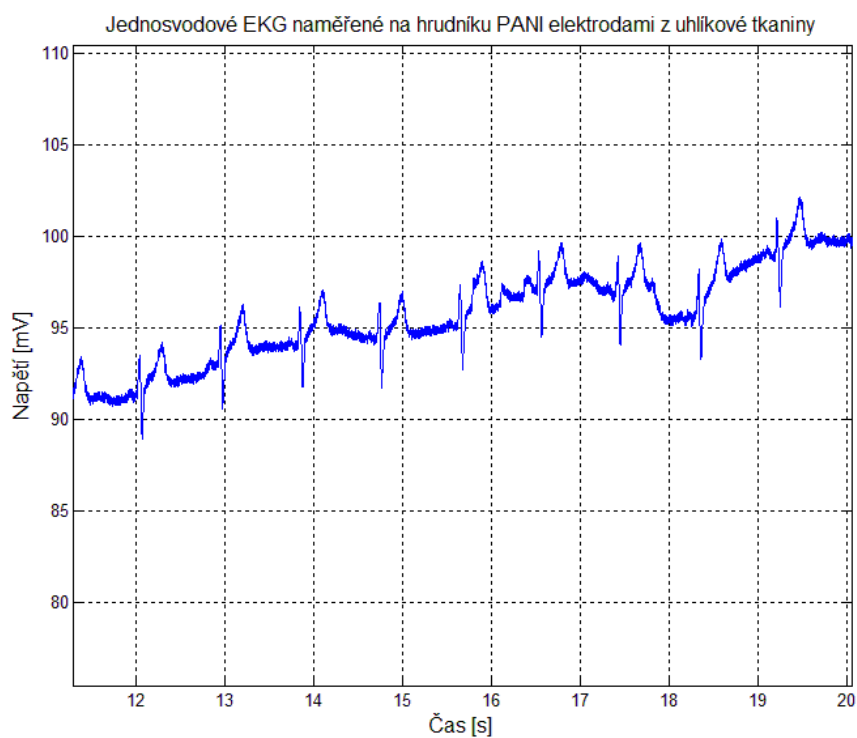
Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PANI elektrodami z bavlněné tkaniny připevněných na popruhu je zobrazen na Obr. 51. Bohužel i zde se opakovala stejná chyba jako v případě předešlého měření s končetinovými Ag/AgCl elektrodami.



Obr. 51 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PANI elektrodami z bavlněné tkaniny

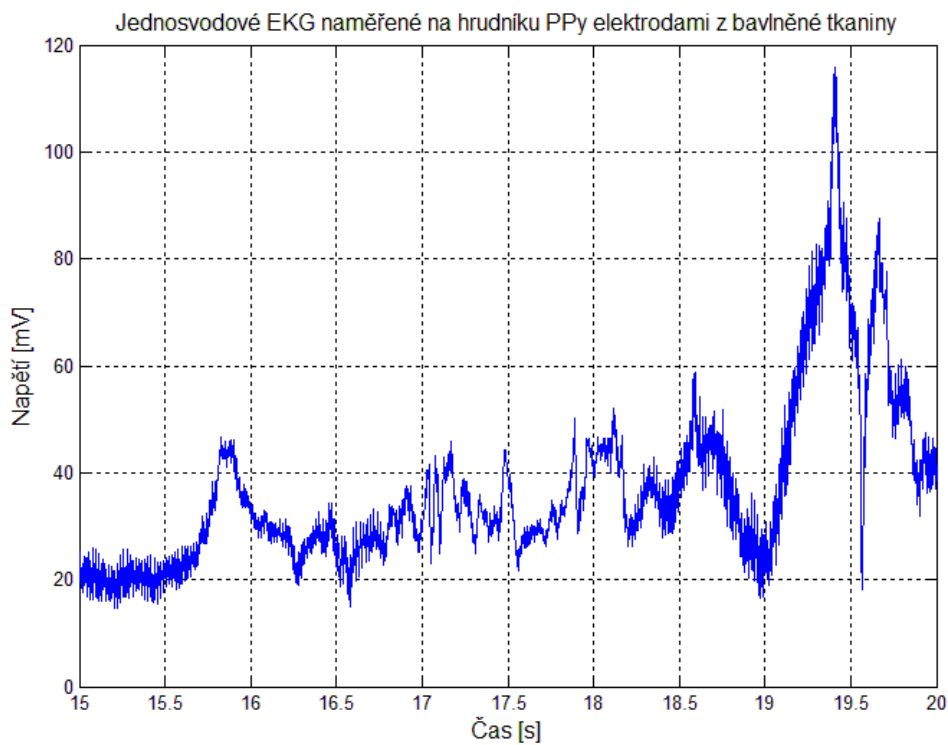
Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PANI elektrodami z bavlny je ovlivněn pohybovým artefaktem, jak je patrné z Obr. 51.

Chybné zapojení (záměna) dvou vodičů byla objevena až při přípravě následujícího měření, tedy měření PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny. Chyba měření byla poté odstraněna správným pořadím zapojených vodičů. Měřicí řetězec pro měření s PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a PPy elektrodami z bavlněné tkaniny se kromě opravené chyby zapojení v ničem jiném neliší od předešlých dvou měření. Průběh jednosvodového EKG naměřeného PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny připevněných na popruhu je zobrazen na Obr. 52. Na tomto grafu je vidět přítomnost pohybového artefaktu.



Obr. 52 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny

Průběh jednosvodového EKG naměřeného PPy elektrodami z bavlněné tkaniny připevněných na popruhu je zobrazen na Obr. 53. Zde se výrazně projeví účinky pohybového artefaktu.



Obr. 53 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku PPy elektrodami z bavlněné tkaniny

Ačkoliv se dvě měření naměřily s chybou zapojení, nebylo potřeba je naměřit znovu se správným zapojením, neboť cílem tohoto prvotního měření bylo otestovat funkčnost PANI a PPy elektrod. Z výše naměřených průběhů EKG všemi PANI a PPy elektrodami je patrné, že se jejich funkčnost ověřila. Nejlepších výsledků dosáhly PANI elektrody z uhlíkové tkaniny, nejhorších PPy elektrody z bavlněné tkaniny (výrazné pohybové artefakty).

Na všech průbězích EKG naměřených všemi PANI a PPy elektrodami je vidět přítomnost pohybových artefaktů. Po připojení vodičů ke krokosvorkám docházelo, kvůli jejich tíze a špatnému uchycení krokosvorek, k pohybům polymerových elektrod v průběhu měření. Tento pohyb elektrod způsobil pohybové artefakty. Z toho důvodu bylo nutné upravit spojení mezi vodičem a polymerovou elektrodou tak, aby se zamezilo vzniku pohybových artefaktů.

Na průběhu EKG naměřeného klipsovými Ag/AgCl elektrodami je také vidět přítomnost velmi malého pohybového artefaktu. Artefakt mohl být způsoben mírným pohybem rukou či nohy.

6.4 Úprava návrhu testování polymerových elektrod

Protože stávající princip zapojení měřícího řetězce vykazoval v průběhu měření pohybové artefakty, musel být upraven. Pohybové artefakty byly způsobeny pohybem polymerových elektrod. Pohyb polymerových elektrod byl zapříčiněn tíhou vodičů připojených k polymerovým elektrodám. Z těchto důvodů muselo být zajištěno takové spojení mezi vodičem a polymerovou elektrodou, aby vodič svojí tíhou nepohyboval elektrodou.

Po konzultaci s vedoucím bakalářské práce se jako nejvhodnější a nejjednodušší způsob zajištění stabilního spojení mezi elektrodou a vodičem vybral přilepení krokosvorky vodiče k tělu lepicí páskou. Jednou z výhod je také snadná a opětovná reprodukovatelnost zapojení. Pro testování elektrod bylo zvoleno měření jednosvodového EKG z hrudníku polymerovými elektrodami (s přilepenými krokosvorkami vodičů) a z končetin klasickými Ag/AgCl elektrodami (jako referenční EKG) s využitím modulu bmeng EKG a externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU připojeného k PC. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU se vyznačuje 2 analogovými vstupy (konektory typu D-SUB 15) se vstupním rozsahem 0–5 V, vzorkovací frekvencí 2 kHz (na každém kanálu), rozlišením 12 bitů a rozhraním USB (konektor typu USB-B) k připojení PC. Pro připojení elektrod k modulu bmeng EKG byly vybrány klasické (kovové) vodiče. Přitisknutí polymerových elektrod k hrudníku bylo zajištěno popruhem.

6.4.1 Testování polymerových elektrod s upraveným uchycením krokosvorek

Zapojení měřícího řetězce pro naměření jednosvodového hrudního EKG polymerovými elektrodami bylo provedeno podle upraveného návrhu následovně. Tři polymerové elektrody stejného druhu (např. PANI bavlněné elektrody) byly připevněny pomocí suchých zipů na určených místech popruhu. Jednotlivé izolované krokosvorky byly připojeny k polymerovým elektrodám umístěným na popruhu a následně byly k tělu přilepeny lepicí páskou. Ke krokosvorkám byly poté napojeny přírodní vodiče modulu bmeng EKG určeného pro měření jednosvodového EKG. Modul bmeng EKG byl připojen k externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU, který se pomocí USB kabelu propojil s PC. Takto zapojeným měřícím řetězcem (viz Obr. 54) bylo naměřeno jednosvodové EKG na hrudníku postupně všemi druhy polymerových elektrod (PANI elektrodami z bavlny, PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a PPy elektrodami z bavlny).

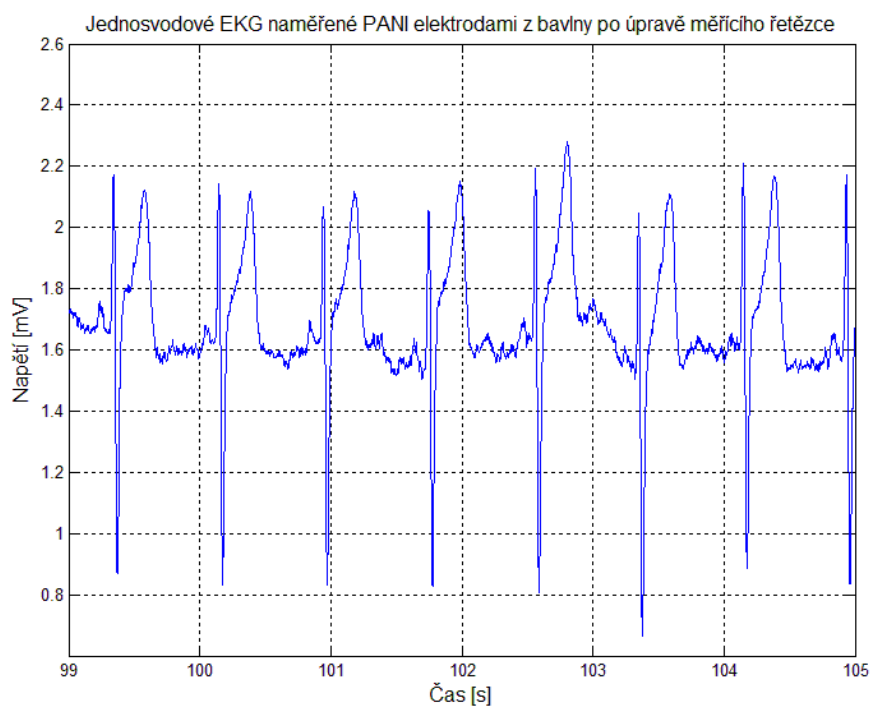


Obr. 54 Měření jednosvodového EKG na hrudníku s přilepenými krokosvorkami lepicí páskou

Měřicí řetězec pro naměření jednosvodového EKG klasickými končetinovými Ag/AgCl elektrodami ve formě klipsů se zapojil následujícím způsobem. Na pravou a levou ruku a levou nohu byly přicvaknuty klipsové Ag/AgCl elektrody s naneseným elektroodivným gelem. Ke klipsovým elektrodám byly napojeny přírodní vodiče modulu bmeng EKG určeného pro měření jednosvodového EKG. Modul bmeng EKG byl připojen k externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU, který se pomocí USB kabelu propojil s PC.

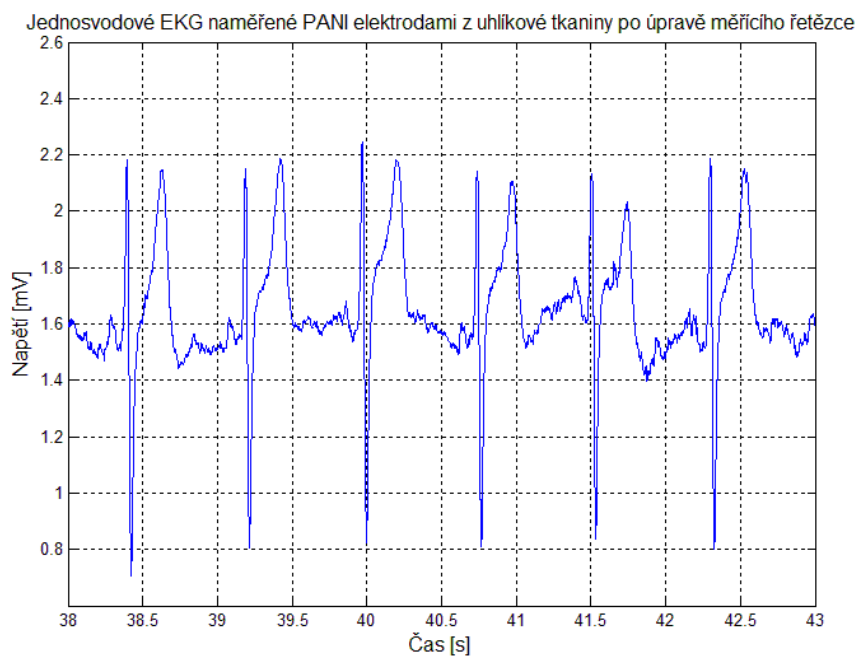
6.4.2 Naměřené hodnoty a porovnání výsledků

S využitím softwaru ECGPPGonline se všechny měření zaznamenaly a pomocí softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivolty (odpovídající reálným hodnotám) a následně vykreslily do grafů. Výsledné průběhy jednosvodového EKG naměřeného PANI elektrodami z bavlněné tkaniny (viz Obr. 55), PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny (Obr. 56) a PPy elektrodami z bavlněné tkaniny (viz Obr. 57) jsou přiloženy níže.



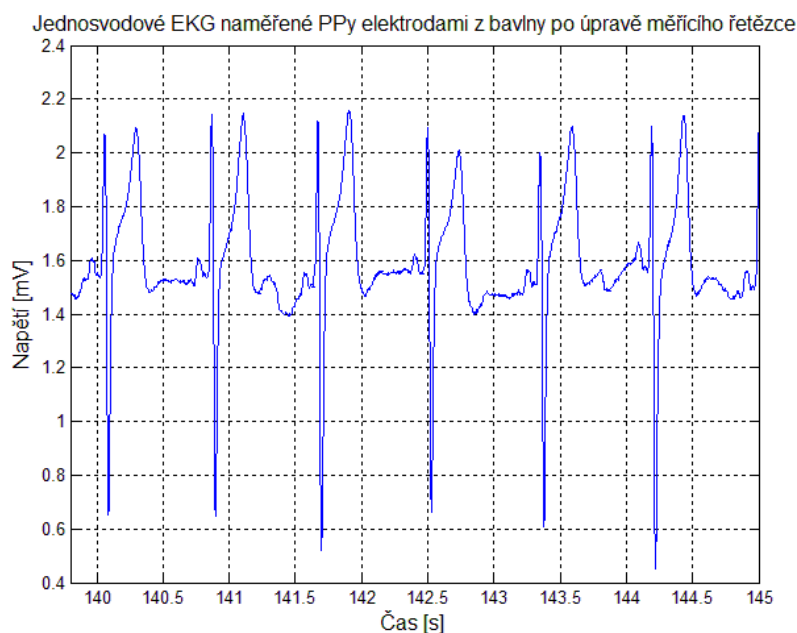
Obr. 55 Průběh jednosvodového EKG naměřeného PANI elektrodami z bavlny po úpravě měřícího řetězce

Průběh jednosvodového EKG nasnímaného PANI elektrodami z bavlny se naměřil bez přítomnosti výrazných pohybových artefaktů s mírným zašuměním úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické.



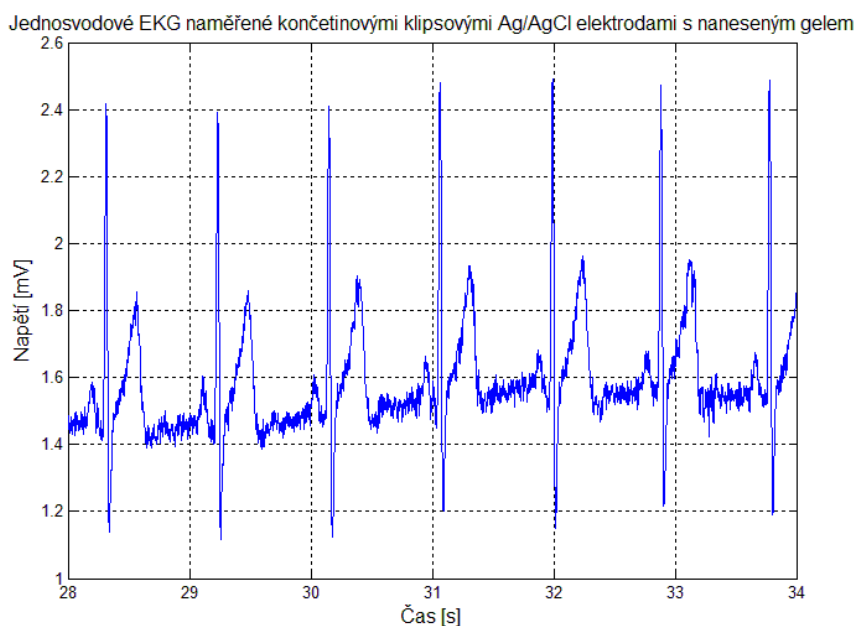
Obr. 56 Průběh jednosvodového EKG naměřeného PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny po úpravě měřícího řetězce

Průběh jednosvodového EKG nasnímaného PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny se naměřil bez přítomnosti výrazných pohybových artefaktů také s mírným zašuměním úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické.



Obr. 57 Průběh jednosvodového EKG naměřeného PPy elektrodami z bavlny po úpravě měřícího řetězce

Průběh jednosvodového EKG nasnímaného PPy elektrodami z bavlny se naměřil bez přítomnosti výrazných pohybových artefaktů a také s mírným zašuměním úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické. Pro porovnání je na Obr. 58 zobrazen průběh jednosvodového EKG naměřeného končetinovými klipsovými Ag/AgCl elektrodami s použitím elektrovedivého gelu.



Obr. 58 Průběh jednosvodového EKG naměřeného končetinovými klipsovými Ag/AgCl elektrodami s naneseným gelem

Jednotlivé průběhy EKG nasnímané všemi polymerovými elektrodami se naměřily bez přítomnosti výrazných pohybových artefaktů. Přilepením krokosvorek lepicí páskou k tělu se zamezilo výrazným pohybům elektrod způsobených tíhou vodičů a tedy vzniku z toho plynoucích výrazných pohybových artefaktů.

Jelikož se všemi druhy polymerových elektrod měřilo hrudní EKG a klipsovými Ag/AgCl elektrodami se měřilo EKG na končetinách, nelze tyto naměřené průběhy porovnávat. Nebyly totiž měřeny ze stejného místa a ani měření polymerovými a Ag/AgCl elektrodami neprobíhaly zároveň ale postupně, takže se jednotlivé průběhy mohou lišit tepovou frekvencí, která má na průběh EKG podstatný vliv. Z těchto důvodů bylo přistoupeno k změně návrhu testování polymerových elektrod a dalšímu měření, kde byly všechny tyto aspekty zohledněny.

6.5 Návrh testování elektrod umístěných na hrudníku a končetinách

Z důvodu nemožnosti objektivního porovnání naměřených hodnot polymerovými elektrodami s Ag/AgCl elektrodami v předešlém měření, musel být upraven postup měření a zapojení měřícího řetězce tak, aby se mohlo zaznamenat EKG ve stejný čas a ze stejného místa polymerovými a Ag/AgCl elektrodami. Tím pádem by takové naměřené průběhy EKG umožňovaly jejich vzájemné objektivní porovnání.

Po konzultaci s vedoucím bakalářské práce se vybral postup měření, který splňoval všechny výše uvedené požadavky a umožnil objektivní porovnávání naměřených průběhů EKG mezi polymerovými a Ag/AgCl elektrodami. Postup měření byl rozdělen do dvou částí na měření jednosvodového hrudního EKG a měření jednosvodového končetinového EKG.

Měření jednosvodového hrudního EKG bylo navrženo tak, aby se naměřilo ve stejný čas a ze stejného místa hrudní EKG polymerovými a zároveň nalepovacími Ag/AgCl elektrodami.

Měření jednosvodového končetinového EKG bylo navrženo tak, aby se naměřilo ve stejný čas a ze stejného místa končetinové EKG polymerovými a zároveň klipsovými Ag/AgCl elektrodami. U této části měření bylo požadavkem nasimulovat stejný přítlak polymerových elektrod ke kůži jako v případě klipsových Ag/AgCl elektrod.

V obou částech měření se využilo dvou modulů bmeng EKG a jednoho externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU připojeného k PC. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU se vyznačuje 2 analogovými vstupy (konektory typu D-SUB 15) se vstupním rozsahem 0–5 V, vzorkovací frekvencí 2 kHz (na každém kanálu), rozlišením 12 bitů a rozhraním USB (konektor typu USB-B) k připojení PC. Pro připojení elektrod k modulům bmeng EKG byly vybrány klasické (kovové) vodiče. V případě měření EKG na hrudníku bylo přitisknutí polymerových elektrod k hrudníku zajištěno popruhem.

Po konzultaci s vedoucím bakalářské práce se pro objektivní porovnání naměřených průběhů EKG (přepočítaných na milivolty) polymerovými a Ag/AgCl elektrodami využily výpočty jejich rozdílů a korelačních koeficientů. Dále se také určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z každého vypočteného rozdílu. Nejdůležitějším ukazatelem je především korelační koeficient, který umožňuje posoudit podobnost dvou signálů (naměřených hodnot). Pokud je korelační koeficient roven 1, jedná se o dva identické signály (naměřené hodnoty). Jestliže je roven 0, není mezi dvěma signály žádná shoda ani podobnost.

6.5.1 Měření elektrodami umístěných na hrudníku

Zapojení měřicího řetězce pro naměření jednosvodové EKG na hrudníku polymerovými elektrodami a zároveň jednorázovými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami bylo provedeno podle upraveného návrhu následovně. Tři polymerové elektrody stejného druhu (např. PANI bavlněné elektrody) byly připevněny pomocí suchých zipů na určených místech popruhu. Jednotlivé izolované krokosvorky byly připojeny k polymerovým elektrodám umístěným na popruhu a následně byly k tělu přilepeny lepicí páskou. Ke krokosvorkám byly poté napojeny přívodní vodiče modulu bmeng EKG určeného pro měření jednosvodového EKG. V blízkosti těchto polymerových elektrod (do míst pravé a levé podklíčkové krajiny a do oblastí mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé straně těla) byly nalepeny jednorázové nalepovací Ag/AgCl elektrody, které byly pomocí vodičů spojeny s druhým modulem bmeng EKG. Oba moduly bmeng EKG byly připojeny ke stejnému externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU, který se pomocí USB kabelu propojil s PC. Měření takto zapojeným měřicím řetězcem (viz Obr. 59) proběhlo postupně se všemi druhy polymerových elektrod (PANI elektrodami z bavlny, PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a PPy elektrodami z bavlny).



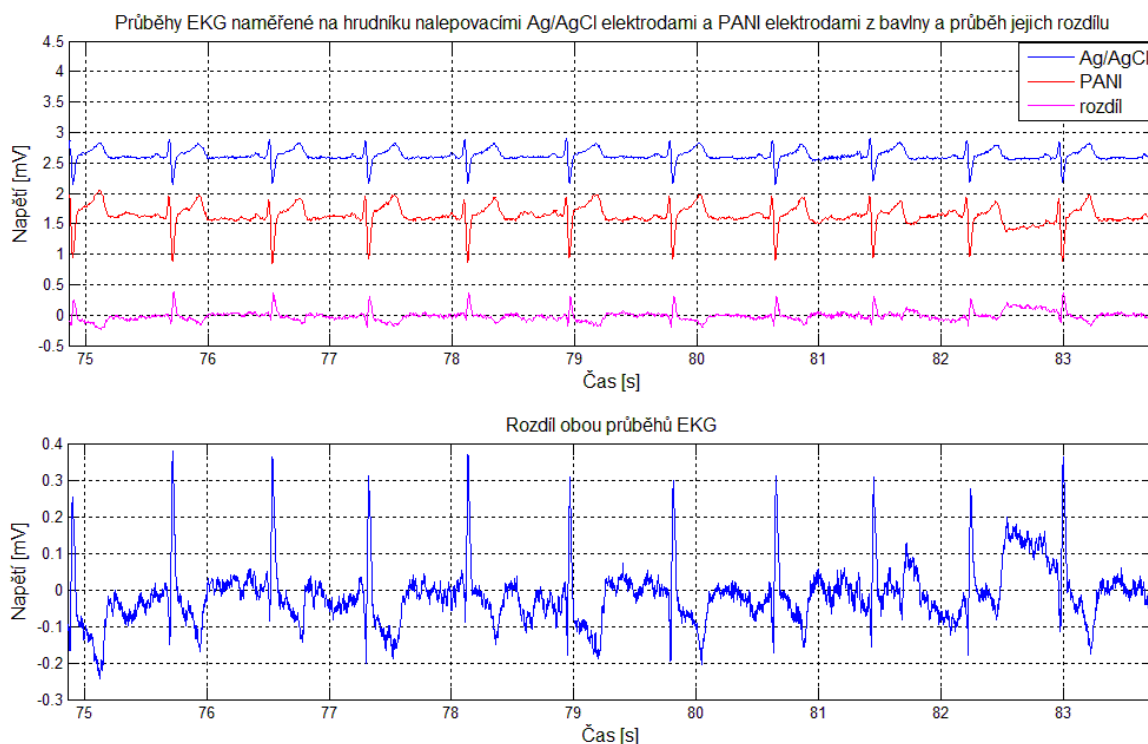
Obr. 59 Zapojení řetězce pro současné měření jednosvodového EKG na hrudníku polymerovými a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami

6.5.2 Výsledky měření na hrudníku

S využitím softwaru ECGPPGonline se všechny tyto měření zaznamenaly a pomocí softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivolty (odpovídající reálným hodnotám). Pro objektivní porovnání dvou naměřených přepočítaných průběhů EKG se vybral takový časový interval, aby obsahoval 10 EKG křivek naměřených ve stejný čas jak danými polymerovými elektrodami tak nalepovacími Ag/AgCl elektrodami. Z těchto dvou vyseparovaných průběhů EKG křivek (z nichž každý obsahoval 10 EKG křivek) se vypočítal jejich rozdíl a korelační koeficient. Rozdíl byl vypočítán odečtením hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného danými

polymerovými elektrodami od hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného nalepovacími Ag/AgCl elektrodami. Dále se určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z vypočteného rozdílu. Všechny výpočty byly provedeny pouze s reálnými hodnotami v milivoltech z přepočítaných naměřených průběhů EKG. S využitím softwaru MATLAB byly všechny výpočty realizovány a do grafů byly vykresleny pouze vyseparované přepočítané průběhy EKG křivek (ze kterých byly prováděny výpočty) včetně příslušného průběhu vypočítaného rozdílu.

Na Obr. 60 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených na hrudníku současně PANI elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami je posunut o +1 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PANI elektrodami z bavlny.



Obr. 60 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu

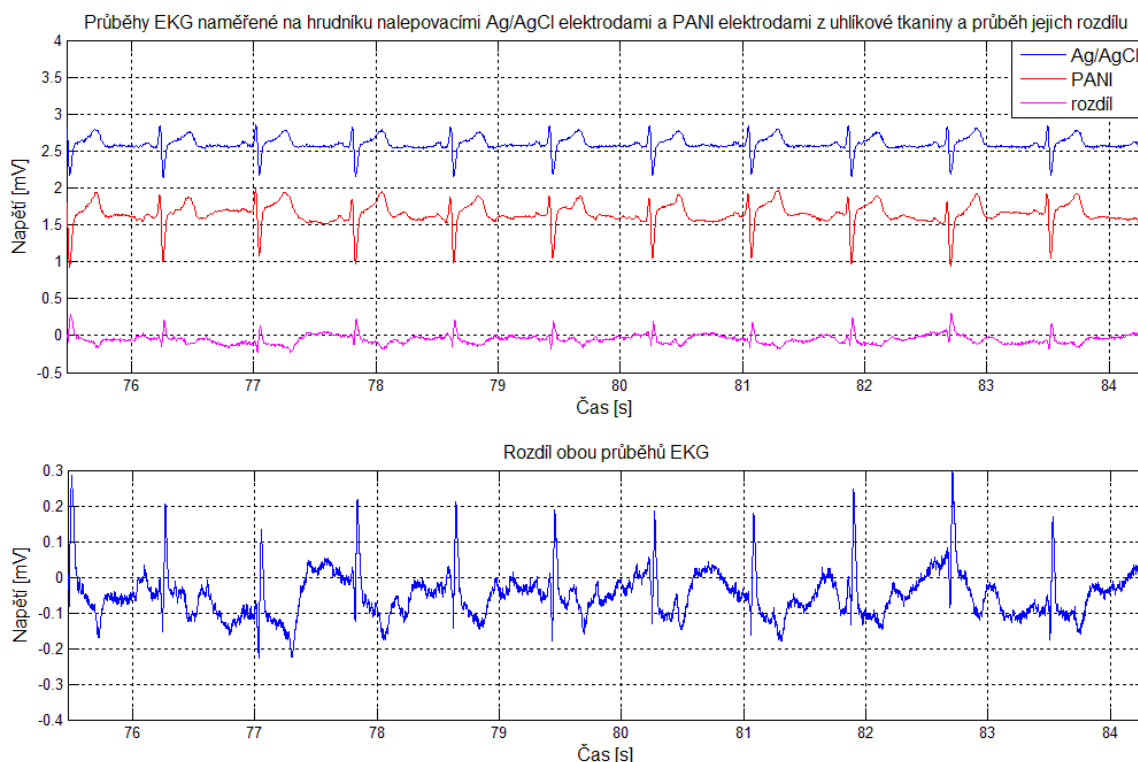
Výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených na hrudníku PANI elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami jsou uvedeny v tabulce Tab. 3.

Tab. 3 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na hrudníku) PANI elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,3775 mV
Minimum z rozdílu	-0,2442 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0153 mV
Rozptyl z rozdílu	0,0063 mV
Korelační koeficient	0,9332

Z naměřených průběhů EKG nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z bavlny a vypočteného korelačního koeficientu je patrné, že se PANI elektroda z bavlny svojí kvalitou snímaného a přenášeného EKG blíží Ag/AgCl elektrodě. Na průběhu EKG naměřeného PANI elektrodami z bavlny se vyskytuje mírné zašumění úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické.

Na Obr. 61 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených na hrudníku současně PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami je posunut o +1 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny.



Obr. 61 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny včetně průběhu vypočítaného rozdílu

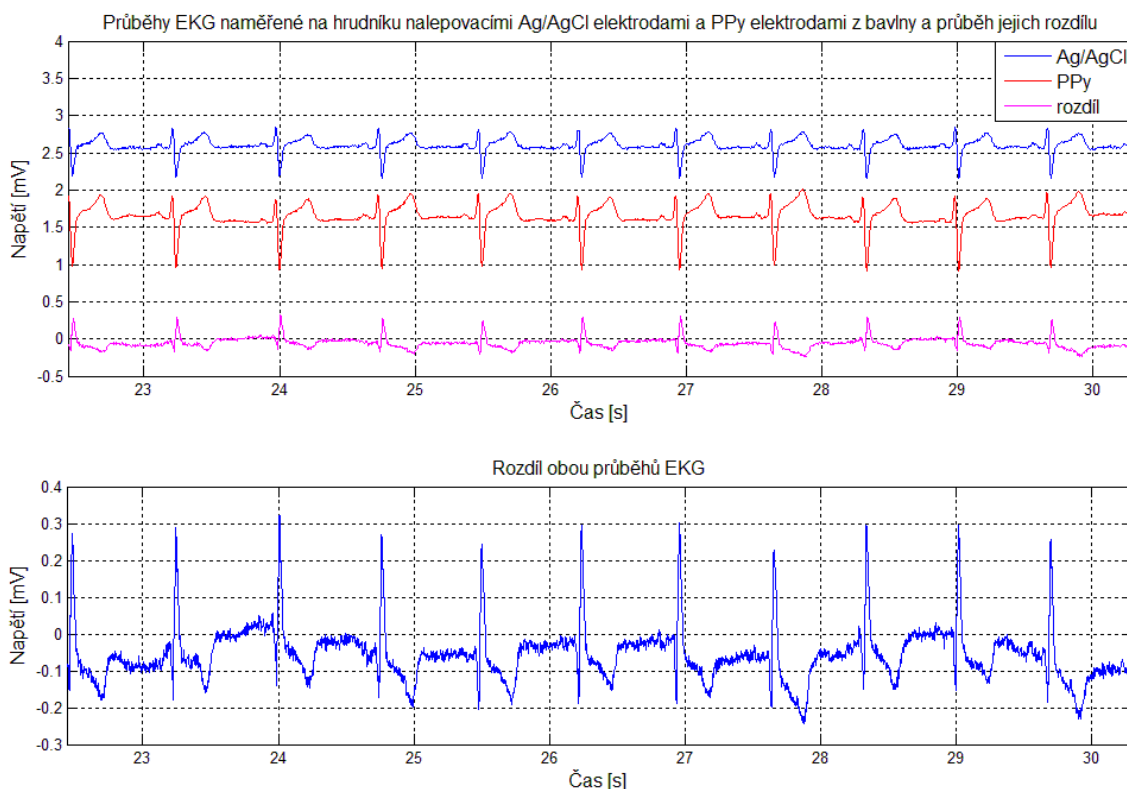
V tabulce Tab. 4 jsou uvedeny výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených na hrudníku PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami.

Tab. 4 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na hrudníku) PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,2945 mV
Minimum z rozdílu	-0,2267 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0494 mV
Rozptyl z rozdílu	0,0041 mV
Korelační koeficient	0,9349

Z vypočteného korelačního koeficientu a z naměřených průběhů EKG nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny je zřejmé, že se PANI elektroda z uhlíkové tkaniny svojí kvalitou snímaného a přenášeného EKG také blíží Ag/AgCl elektrodě. Na průběhu EKG naměřeného PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny se vyskytuje mírné zašumění úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické.

Na Obr. 62 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených na hrudníku současně PPy elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami je posunut o +1 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PPy elektrodami z bavlny.



Obr. 62 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PPy elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu

Výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených na hrudníku PPy elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami jsou uvedeny v tabulce Tab. 5.

Tab. 5 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na hrudníku) PPy elektrodami z bavlny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami

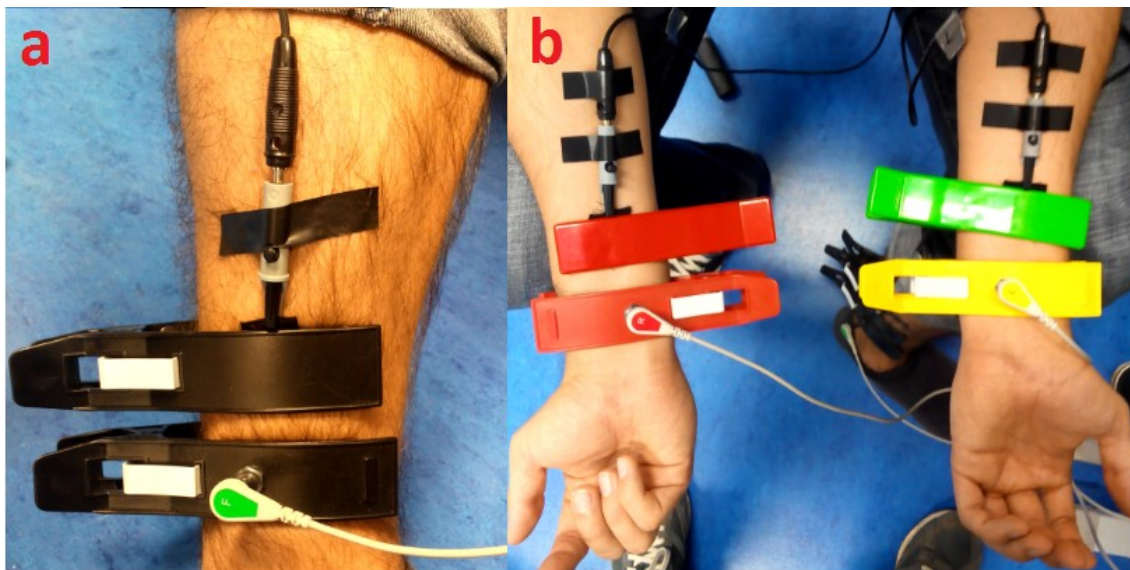
Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,3224 mV
Minimum z rozdílu	-0,2426 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0561 mV
Rozptyl z rozdílu	0,0052 mV
Korelační koeficient	0,9515

Z naměřených průběhů EKG nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a PPy elektrodami z bavlny a vypočteného korelačního koeficientu je zřejmé, že se PPy elektroda z bavlny svojí kvalitou snímaného a přenášeného EKG blíží Ag/AgCl elektrodě. Na průběhu EKG naměřeného PPy elektrodami z bavlny se vyskytuje mnohem menší zašumění úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické, než v předchozích dvou případech.

Všechny tři druhy polymerových elektrody se svojí kvalitou naměřených průběhů EKG (na hrudníku) blíží Ag/AgCl elektrodám. Toto tvrzení lze potvrdit na základě všech naměřených dvojic průběhů jednosvodového EKG naměřeného na hrudníku současně nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a polymerovými elektrodami a hlavně na základě výsledků provedených výpočtů. Dokladem je především výsledek korelačního koeficientu, který umožňuje posoudit podobnost dvou signálů (naměřených hodnot). Pokud je korelační koeficient roven 1, jedná se o dva identické signály (naměřené hodnoty). Jestliže je roven 0, není mezi dvěma signály žádná shoda ani podobnost. Největšího korelačního koeficientu dosáhly PPy elektrody z bavlny, jehož hodnota je rovna 0,9515. Korelační koeficient pro PANI elektrody z bavlny je roven 0,9332 a pro PANI elektrody z uhlíkové tkaniny je roven 0,9349. V rámci tohoto měření dosáhly PPy elektrody z bavlny nejlepšího výsledku a kvality naměřeného EKG v porovnání s Ag/AgCl elektrodami.

6.5.3 Měření elektrodami umístěných na končetinách

Zapojení měřicího řetězce pro naměření jednosvodové EKG na končetinách polymerovými elektrodami a zároveň klipsovými Ag/AgCl elektrodami bylo provedeno podle upraveného návrhu následovně. Měřicími místy, kam se umísťovaly elektrody, byly levá a pravá ruka a levá noha. Polymerové elektrody stejného druhu (např. PANI bavlněné elektrody) se k pokožce přitlačily použitím dalších klipsových Ag/AgCl elektrod, aby se zajistilo stejného přitlaku polymerových elektrod k pokožce jako v případě končetinových klipsových Ag/AgCl elektrod. Polymerová elektroda se umístila na požadované místo pokožky a přitlačila stisknutím klipsové elektrody, ale tak, aby se kovová Ag/AgCl elektroda a ani jiné kovové části klipsu nedotýkaly polymerové elektrody. Na vyčnívající kousek polymerové elektrody z pod klipsu se připojila krokosvorka (přilepená lepicí páskou ke končetině) s přívodním vodičem jednoho modulu bmeng EKG. Stejným způsobem se umístili a přichytily také zbývající dvě polymerové elektrody. V určité vzdálenosti od polymerových elektrod byly umístěny klipsové Ag/AgCl elektrody s naneseným elektrovedivým gelem. K těmto elektrodám se připojili vodiče druhého modulu bmeng EKG. Oba moduly bmeng EKG byly připojeny ke stejnému externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU, který se pomocí USB kabelu propojil s PC. Měření takto zapojeným měřicím řetězcem (viz Obr. 63) proběhlo postupně se všemi druhy polymerových elektrod (PANI elektrodami z bavlny, PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a PPy elektrodami z bavlny).

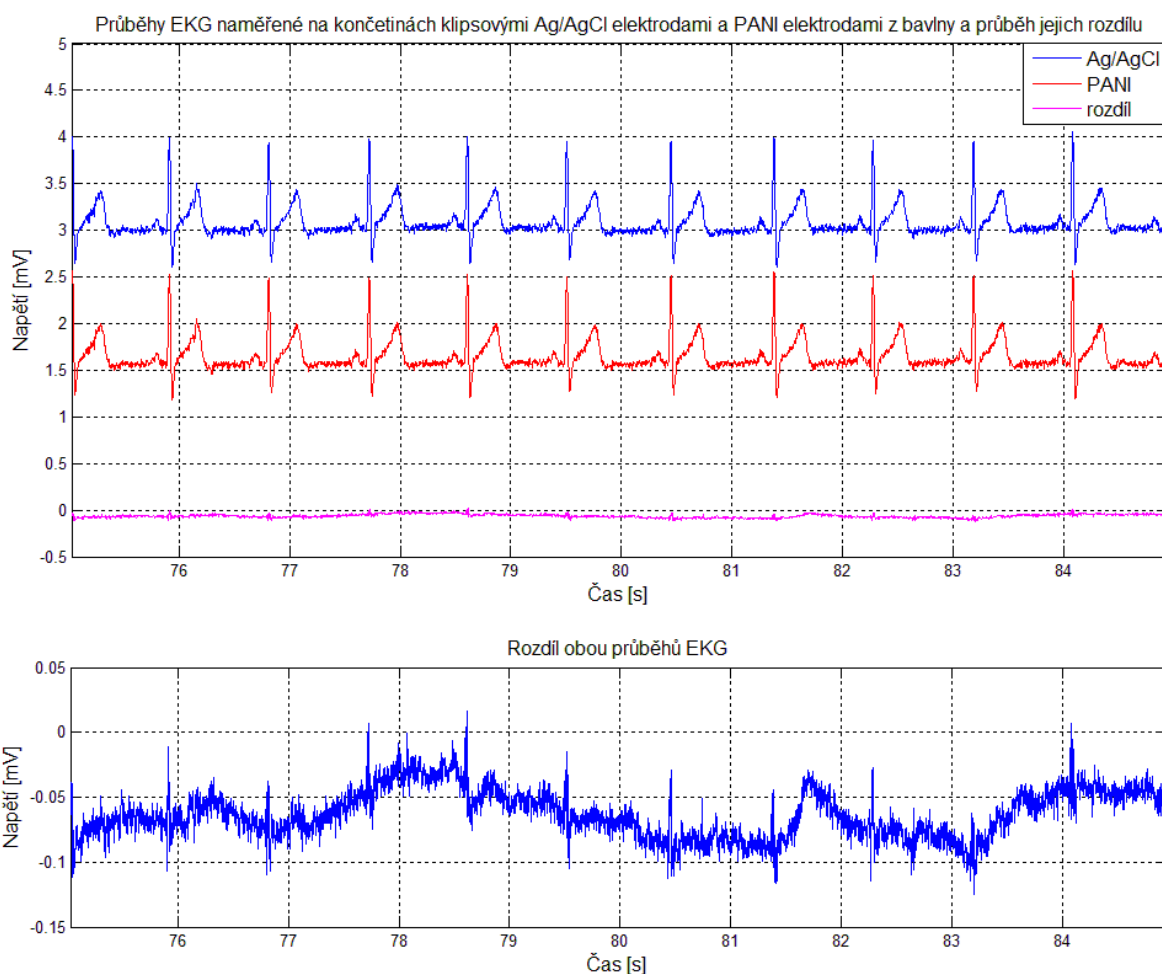


Obr. 63 Upevnění polymerových a klipsových Ag/AgCl elektrod na a) levou nohu; b) obě ruce

6.5.4 Výsledky měření na končetinách

S využitím softwaru ECGPPGonline se všechny tyto měření zaznamenaly a pomocí softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivolty (odpovídající reálným hodnotám). Pro objektivní porovnání dvou naměřených přepočítaných průběhů EKG se vybral takový časový interval, aby obsahoval 10 EKG křivek naměřených ve stejný čas jak danými polymerovými elektrodami tak klipsovými Ag/AgCl elektrodami. Z těchto dvou vyseparovaných průběhů EKG křivek (z nichž každý obsahoval 10 EKG křivek) se vypočítal jejich rozdíl a korelační koeficient. Rozdíl byl vypočítán odečtením hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného danými polymerovými elektrodami od hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného klipsovými Ag/AgCl elektrodami. Dále se určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z vypočteného rozdílu. Všechny výpočty byly provedeny pouze s reálnými hodnotami v milivoltech z přepočítaných naměřených průběhů EKG. S využitím softwaru MATLAB byly všechny výpočty realizovány a do grafů byly vykresleny pouze vyseparované přepočítané průběhy EKG křivek (ze kterých byly prováděny výpočty) včetně příslušného průběhu vypočítaného rozdílu. Tento postup výpočtu rozdílu, maxima, minima, střední hodnoty, rozptylu a korelačního koeficientu je stejný jako v případě předešlého měření na hrudníku.

Na Obr. 64 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených na končetinách současně PANI elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami je posunut o +1,5 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PANI elektrodami z bavlny.



Obr. 64 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na končetinách klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu

Výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených na končetinách PANI elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami jsou uvedeny v tabulce Tab. 6.

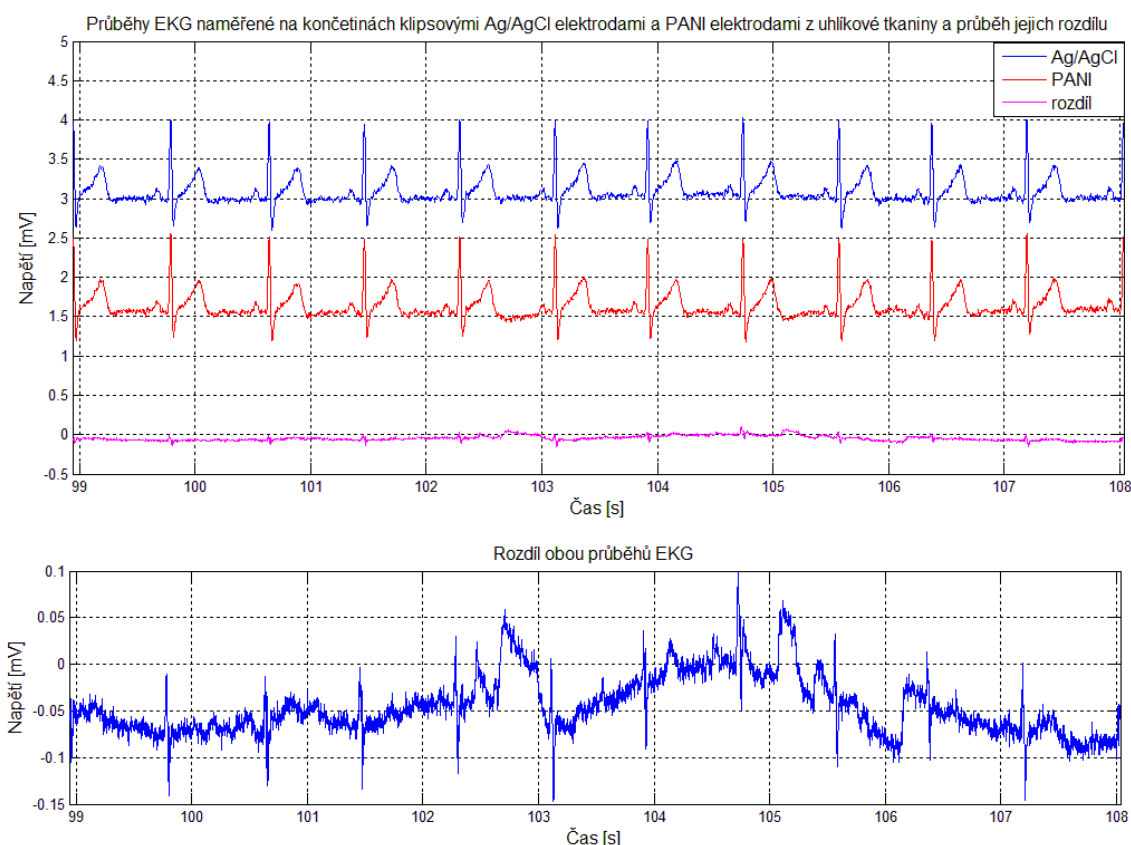
Tab. 6 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na končetinách) PANI elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,016 mV
Minimum z rozdílu	-0,1253 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0631 mV
Rozptyl z rozdílu	$3,3409 \cdot 10^{-4}$ mV
Korelační koeficient	0,9944

Z vypočteného korelačního koeficientu a z naměřených průběhů EKG klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z bavlny je zřejmé, že se PANI elektroda z bavlny svojí kvalitou snímaného a přenášeného EKG velmi blíží Ag/AgCl elektrodě. Ačkoliv se na průběhu EKG naměřeného PANI elektrodami z bavlny vyskytuje mírné zašumění úseků, které mají být vodorovné

a izoelektrické, dochází k těmto stejným zašuměním také na průběhu EKG naměřeného klipsovými elektrodami.

Na Obr. 65 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených na končetinách současně PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami je posunut o +1,5 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny.



Obr. 65 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na končetinách klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny včetně průběhu vypočítaného rozdílu

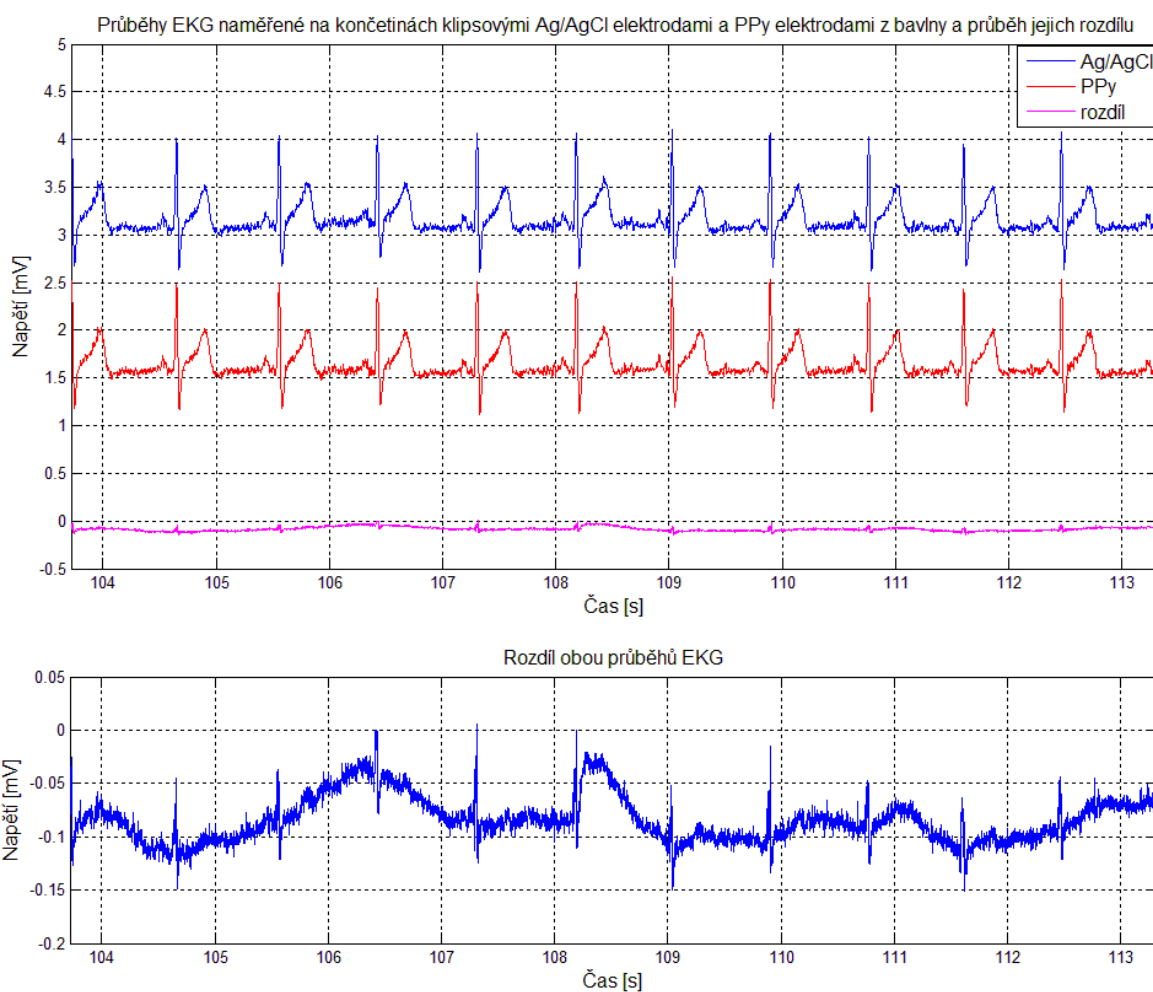
V tabulce Tab. 7 jsou uvedeny výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených na končetinách PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami.

Tab. 7 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na končetinách) PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,099 mV
Minimum z rozdílu	-0,1468 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0455 mV
Rozptyl z rozdílu	0,001 mV
Korelační koeficient	0,9835

Z naměřených průběhů EKG klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a vypočteného korelačního koeficientu je zřejmé, že se PANI elektroda z uhlíkové tkaniny svojí kvalitou snímaného a přenášeného EKG také blíží Ag/AgCl elektrodě. Korelační koeficient PANI elektrody z uhlíkové tkaniny vyšel menší než v předchozím případě (u PANI elektrody z bavlny). Ačkoliv se na průběhu EKG naměřeného PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny vyskytuje mírné zašumění úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické, dochází k těmto stejným zašuměním také na průběhu EKG naměřeného klipsovými elektrodami.

Na Obr. 66 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených na končetinách současně PPy elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami je posunut o +1,6 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PPy elektrodami z bavlny.



Obr. 66 Průběh jednosvodového EKG naměřeného na končetinách klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PPy elektrodami z bavlny včetně průběhu vypočítaného rozdílu

Výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených na končetinách PPy elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami jsou uvedeny v tabulce Tab. 8.

Tab. 8 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat (na končetinách) PPy elektrodami z bavlny a klipsovými Ag/AgCl elektrodami

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,0056 mV
Minimum z rozdílu	-0,1508 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0843 mV
Rozptyl z rozdílu	$4,4908 \cdot 10^{-4}$ mV
Korelační koeficient	0,9935

Z vypočteného korelačního koeficientu a z naměřených průběhů EKG klipsovými Ag/AgCl elektrodami a PPy elektrodami z bavlny je patrné, že se PPy elektroda z bavlny svojí kvalitou snímaného a přenášeného EKG velmi blíží Ag/AgCl elektrodě. Výsledek korelačního koeficientu PPy elektrody z bavlny je srovnatelný s korelačním koeficientem PANI elektrody z bavlny. Ačkoliv se na průběhu EKG naměřeného PPy elektrodami z bavlny vyskytuje mírné zašumění úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické, dochází k těmto stejným zašuměním také na průběhu EKG naměřeného klipsovými elektrodami.

Ze všech naměřených dvojic průběhů jednosvodového EKG naměřeného na končetinách současně klipsovými Ag/AgCl elektrodami a polymerovými elektrodami je patrné, že se polymerové elektrody svojí kvalitou naměřených průběhů EKG mnohem více blíží Ag/AgCl elektrodám než v předešlém měření. Toto tvrzení lze potvrdit na základě výsledků provedených výpočtů. Dokladem je především výsledek korelačního koeficientu. Největšího koeficientu dosáhly PANI elektrody z bavlny, jehož hodnota je rovna 0,9944. Korelační koeficient pro PPy elektrody z bavlny je roven 0,9935 a pro PANI elektrody z uhlíkové tkaniny je roven 0,9835. V rámci tohoto měření dosáhly PANI elektrody z bavlny nejlepšího výsledku a kvality naměřeného EKG v porovnání s Ag/AgCl elektrodami.

Zlepšení kvality naměřených průběhů EKG oproti předešlému měření bylo způsobeno zajištěním dostatečného přitlaku polymerové elektrody k pokožce a tedy vytvořením dobrého kontaktu mezi nimi.

6.5.5 Shrnutí výsledků měření na hrudníku a končetinách

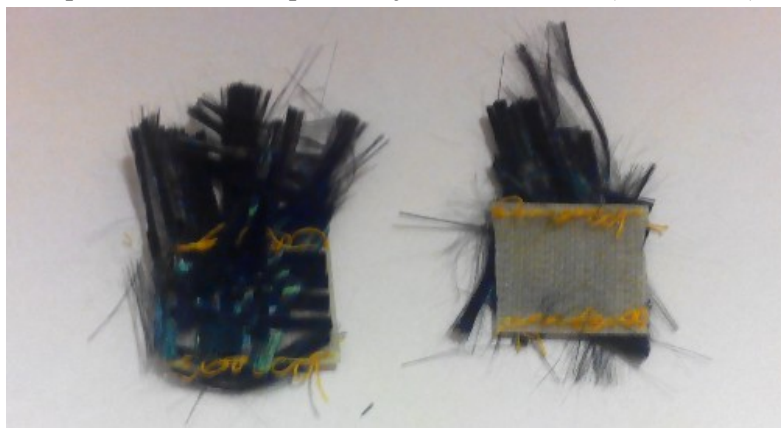
Z naměřených průběhů EKG a vypočtených hodnot z měření na hrudníku a končetinách je patrné, že pokud se zajistí dostatečný přitlak (kontakt) polymerové elektrody s pokožkou, lze s ní měřit EKG s přesností a kvalitou srovnatelnou s Ag/AgCl elektrodami. Důkazem jsou především výsledky korelačních koeficientů z měření na končetinách, kde se zajistil dostatečný přitlak polymerové elektrody s pokožkou (viz Tab. 9). Korelační koeficienty pro PANI a PPy elektrody z bavlny při měření na končetinách se pohybovaly okolo 0,99. Pouze u PANI elektrody z uhlíkové tkaniny se pohyboval kolem 0,98. Tyto korelační koeficienty jsou obecně mnohem vyšší než v případě korelačních koeficientů z měření na hrudníku, kde nejvyššího korelačního koeficientu o hodnotě 0,9515 dosáhly PPy elektrody z bavlny (viz Tab. 9).

Tab. 9 Výsledky všech korelačních koeficientů z měření na hrudníku a končetinách

Polymerová elektroda	Korelační koeficient z měření na hrudníku	Korelační koeficient z měření na končetinách
PANI z bavlny	0,9332	0,9944
PPy z bavlny	0,9515	0,9935
PANI z uhlíkové tkaniny	0,9349	0,9835

Pokud se polymerové elektrody budou porovnávat pouze podle korelačních koeficientů z měření na končetinách, tak nejlepšího výsledku dosáhly PANI elektrody z bavlny. Jestliže se polymerové elektrody budou porovnávat na základě korelačních koeficientů z měření na končetinách a také na hrudníku, potom nejlepšího výsledku dosáhly PPy elektrody z bavlny.

Uhlíková tkanina byla vybrána pro experimenty zejména kvůli tomu, že oproti bavlně vykazuje elektrickou vodivost bez přídavku vodivého polymeru a očekávalo se dosažení lepších výsledků po nanesení polymeru oproti bavlněné elektrodě pokryté vodivým polymerem. Tento předpoklad se potvrdil pouze u jednoho experimentu, kdy se měřilo jednosvodové EKG na hrudníku zároveň PANI elektrodami z uhlíkové tkaniny a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami. Při tomto měření dosáhly PANI elektrody z uhlíkové tkaniny nepatrně většího korelačního koeficientu než v případě PANI elektrod z bavlny, jak je patrné z tabulky výše (viz Tab. 9). Naopak v rámci měření jednosvodového EKG na končetinách dosáhly PANI elektrody z uhlíkové tkaniny nejmenší kvality a shody s průběhem EKG naměřeným na končetinách Ag/AgCl elektrodami. Důkazem je výsledek korelačního koeficientu, který byl ze všech tří testovaných druhů elektrod nejmenší právě u PANI elektrod z uhlíkové tkaniny (viz Tab. 9). Polymerová elektroda z uhlíkové tkaniny má jednu velkou nevýhodu. Při její manipulaci se začne rozpadat na jednotlivá vlákna (viz Obr. 67).



Obr. 67 Rub a líc rozpadající se PANI elektrody z uhlíkové tkaniny

Její rozpadání zapříčiní změnu elektrických vlastností a může také docházet ke vzniku artefaktů během měření. Z těchto důvodů je polymerová elektroda z uhlíkové tkaniny nevhodná pro měření EKG a upustilo se od jejího dalšího testování.

Proto budou pro další experimenty uvažovány pouze PANI a PPy elektrody z bavlny, které dosáhly velmi dobrých výsledků korelace z hlediska kvality a síly amplitudy naměřených průběhů EKG signálů v porovnání s Ag/AgCl elektrodami, jak je zřejmé z výše naměřených průběhů a tabulky Tab. 9.

7 Návrh, realizace a testování polymerových svodů

Pro testování polymerových svodů se zajištěním stejných testovacích podmínek byl po konzultaci s vedoucím bakalářské práce zvolen měřicí řetězec a postup, při kterém bylo polymerovými svody a také klasickými vodiči přeneseno jednosvodové EKG generované simulátorem EKG FC12D firmy Ferronato (s evidenčním číslem 50000034961/0). Simulátor EKG umožnil generování stejných EKG křivek s frekvencí 1 Hz. Dále bylo využito modulu bmeng EKG a externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU připojeného k PC. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU se vyznačuje 2 analogovými vstupy (konektory typu D-SUB 15) se vstupním rozsahem 0–5 V, vzorkovací frekvencí 2 kHz (na každém kanálu), rozlišením 12 bitů a rozhraním USB (konektor typu USB-B) k připojení PC. Pro připojení polymerových svodů k modulu bmeng EKG byly vybrány klasické (kovové) vodiče. Jednosvodové EKG naměřené klasickými vodiči bylo uvažováno jako referenční EKG k následnému porovnání kvality EKG přeneseného polymerovými vodiči.

Jednotná délka testovaných polymerových vodičů byla zvolena na 60 cm. Tato délka byla zvolena na základě požadavku schopnosti polymerových svodů přenášet hrudní EKG nasnímané z trička. Největší vzdálenost mezi měřicím místem na hrudníku a dolním okrajem trička, kde má být daný svod přiveden u člověka s výškou 186 cm, je rovna právě 60 cm. Předpokládalo se, že pokud polymerový svod bude přenášet EKG na délce 60 cm, tak při zkrácení délky polymerového vodiče, se jeho vodivost nezmenší a odpor se nezvětší. Vycházelo se z obecného faktu, že odpor vodiče klesne při zkrácení jeho původní délky. Polymerové svody kratší než 60 cm byly uvažovány na přenášení EKG signálu z míst v oblasti mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé a pravé straně těla při měření hrudního EKG pomocí trička.

7.1 Návrh polymerových svodů

Klasické vodiče běžně používané jako svody pro měření EKG mají velkou nevýhodu. Nelze je použít v průběhu vyšetření na počítačové tomografii a magnetické rezonanci, protože materiálem, ze kterého jsou vyrobeny, je kov.

Z rešerše bylo zjištěno, že všechny alternativní vodiče (svody) obsahují v určité míře příměs kovu, nebo jsou kovem potaženy, což je také nevyhovující jako v případě klasických vodičů (svodů).

Z těchto výše zmíněných důvodů je záměrem vyrobít nové nekovové vodiče (svody) k biopotenciálovým elektrodám s využitím vodivých polymerů a doplnit tak škálu alternativních vodičů. Takový alternativní vodič (svod) by se měl skládat ze dvou hlavních částí, kterými jsou základní materiál (podklad pro nanesení vodivého polymeru) a vodivý polymer. Nanesením vodivého polymeru na základní materiál vznikne alternativní polymerový vodič (svod). Jelikož svody biopotenciálových elektrod musí umožnit měření EKG na hrudníku pomocí trička, musí jejich základní materiál splňovat několik požadavků, jakými jsou např. flexibilita, absence kovu, umožnění snadného nanesení vodivého polymeru, určitá materiálová odolnost, kompaktnost atd. Na základě těchto požadavků byly po konzultaci s vedoucím bakalářské práce zvoleny jako základní materiály lněná nit, monofilová nit, polyesterová nit a silonový vlasec pro následné nanesení vodivého polymeru. Jak již bylo výše zmíněno, vodivé polymery se vyznačují elektrickými vlastnostmi srovnatelnými s klasickými polovodiči, nedráždí pokožku, neobsahují kov a lze s nimi pokrývat různé povrchy materiálů. Z těchto důvodů a na základě konzultace s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byl vybrán jako vodivý polymer polyanilin.

Důvodem výběru různých základních materiálů pokrytých stejným polymerem (polyanilinem) je nejen otestování kvality přenášeného EKG signálu polymerovými svody a jejich porovnání s EKG signálem přenášeným klasickými vodiči (svody), ale také ověření, zda se po nanesení polyanilinu nezmění materiálová odolnost základního materiálu (např. zkřehnutí a trhání nitě).

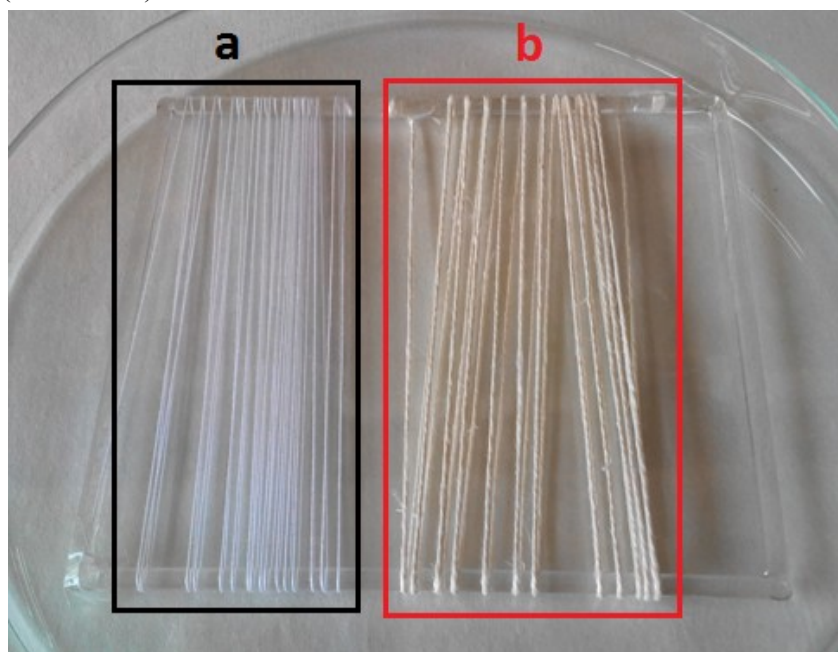
7.2 Realizace polymerových svodů

Na základě návrhu polymerových svodů biopotenciálových elektrod bylo přistoupeno k realizaci alternativních polymerových svodů biopotenciálových elektrod. Po nanesení standardního polyanilinu na nit se z této nitě stává tzv. polyanilinový vodič (PANI vodič).

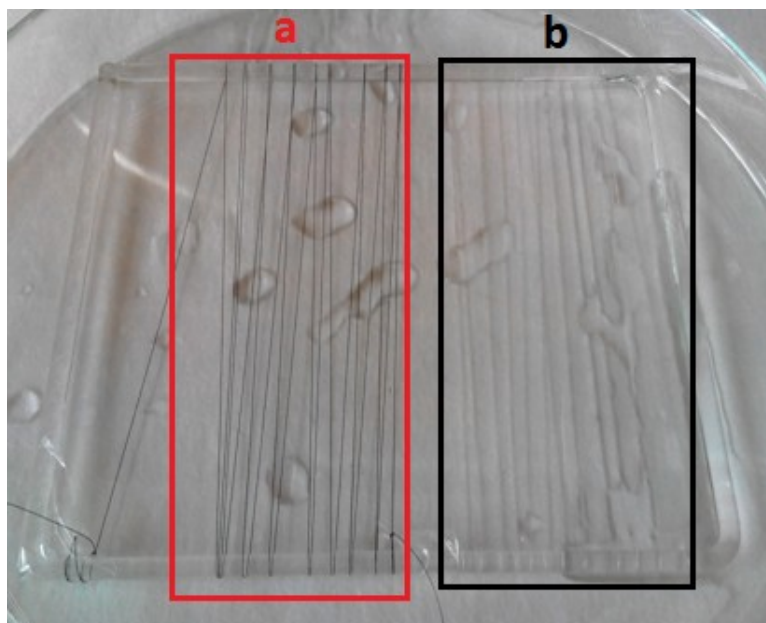
Na základě osobní konzultace s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byl vybrán postup polymerace jednotlivých nití (nanesení vodivého polymeru na nit) a pod dohledem Ing. Patrycje Bober, Ph.D. z jeho odborného týmu byla polymerizace nití také provedena.

7.2.1 Postup polymerace nití standardním polyanilinem

Principiální postup polymerace nití standardním polyanilinem se nelišil od postupu polymerace tkanin využitých pro výrobu polymerových elektrod. Lišilo se pouze množství naváženého Anilinu HCl a APS v závislosti na objemu připravené reakční směsi. Malé rozměry nití umožnily pokrytí hned dvou druhů nití polyanilinem v rámci jednoho procesu polymerace. První dvojice byla tvořena polyesterovou a lněnou nití (viz Obr. 68). Monofilová nit a silonový vlasec byly druhou dvojicí (viz Obr. 69).



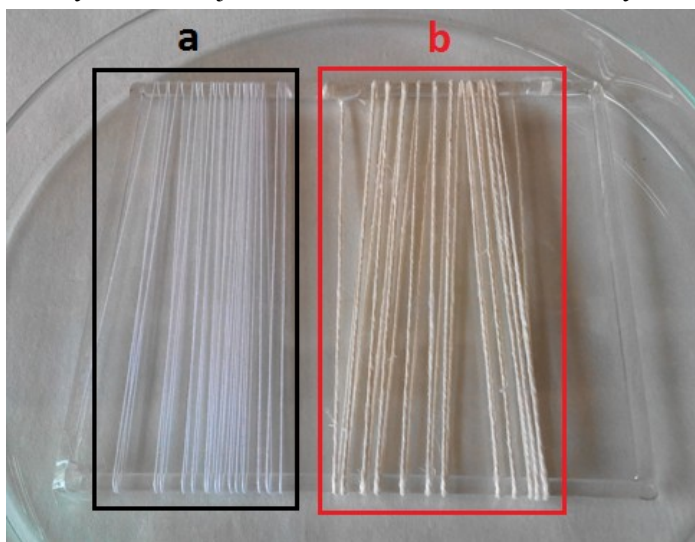
Obr. 68 Na skleněném rámečku jsou namotány a) polyesterová nit; b) lněná nit



Obr. 69 Na skleněném rámečku jsou namotány a) monofilová nit; b) silonový vlasec

Na nitě byl nanesen standardní polyanilin podle následujícího postupu:

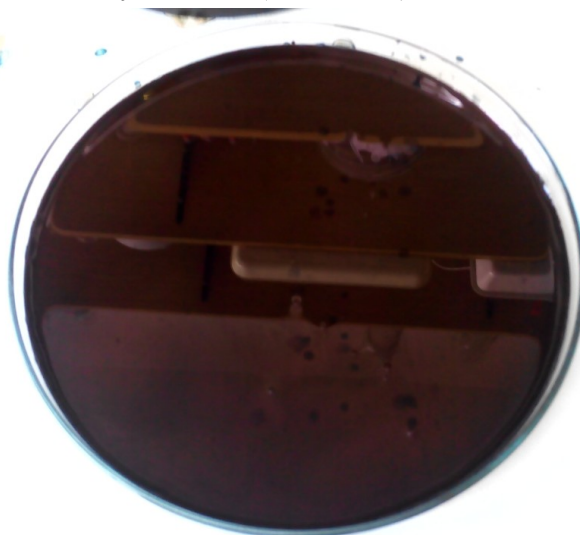
1. Na přípravu 300 ml standardního polyanilinu se navázilo 7,77 g 0,2M Anilin HCl a 17,13 g 0,25M APS.
2. Samotný navážený Anilin HCl se nasypal do baňky o objemu 150 ml, doplnil se destilovanou vodou po rysku pomocí stříkačky a protřepáním baňky se nechal Anilin HCl rozpustit v destilované vodě. Tento celý postup se opakoval i s APS.
3. Pro zajištění rovnoměrného nasáknutí roztoku do obou nití a zamezení jejich pohybu v roztoku bylo nutné nejdříve obě nitě namotat na skleněný rám (viz Obr. 70).



Obr. 70 Na skleněném rámečku jsou namotány a) polyesterová nit; b) lněná nit

4. Skleněný rám s namotánými nitěmi se umístil do dostatečně velké skleněné Petriho misky a přilil se obsah baňky s roztokem Anilinu HCl.

5. Nejprve se obě nitě upevněné na rámu musely několikrát ponořit do roztoku Anilinu HCl (kvůli dostatečnému nasáknutí Anilinu HCl).
6. Následovně se celý rám opět ponořil tak, že obě nitě byly ponořené v roztoku Anilinu HCl.
7. Tímto způsobem se nitě nechaly ponořené v roztoku Anilinu HCl po dobu 30 minut.
8. Po uplynutí doby 30 minut se do skleněné desinfekční misky přilil obsah baňky s roztokem APS.
9. Poté se nitě upevněné na rámu promývaly reakční směsí do té doby, než se reakční směs charakteristicky zbarvila (viz Obr. 71).

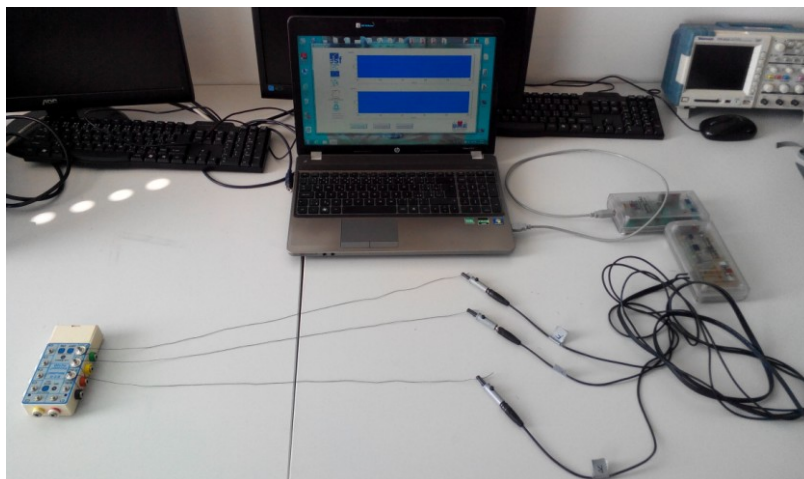


Obr. 71 Charakteristické zbarvení reakční směsi

10. Jakmile nastalo charakteristické zbarvení reakční směsi, ponořil a zatížil se rám tak, že celá obě nitě byly ponořené v reakční směsi a neplavaly v ní. Ale nebyly např. přilepeny ke stěně skleněné Petriho misky, protože by se daná část nití nepokryla polyanilinem.
11. Tímto způsobem se nitě nechaly ponořené v reakční směsi po dobu 1 hodiny.
12. Po uplynutí 1 hodiny bylo nutné napolymerované nitě vytáhnout z reakční směsi a promýt je 0,2M HCl. Tím se vymyly nezreagované složky a vedlejší produkty.
13. Nakonec se napolymerované nitě nechaly do dalšího dne uschnout.

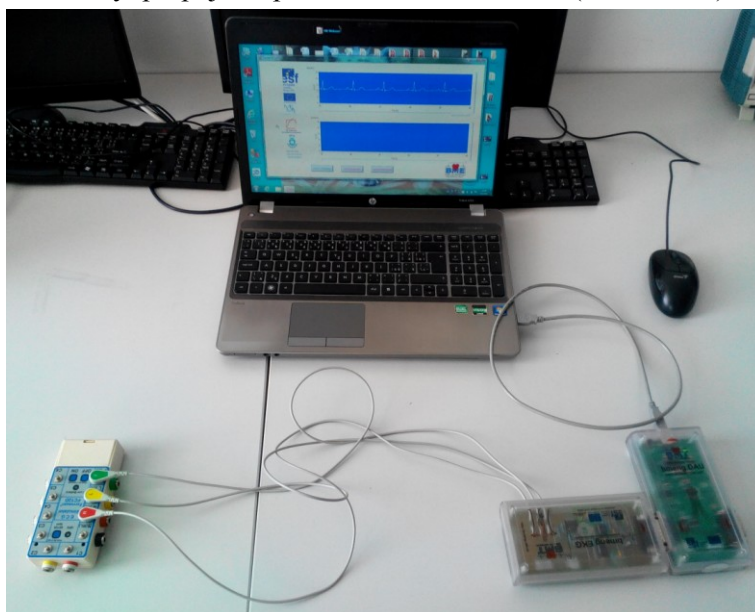
7.3 Testování polymerových svodů

Měřicí řetězec pro testování polymerových vodičů byl podle návrhu zapojen následujícím způsobem. Na simulátor EKG FC12D firmy Ferronato se připojily 3 polymerové vodiče (všechny stejného druhu) o délce 60 cm s využitím kontaktních cvočků tak, aby se mohlo snímat jednosvodové EKG. Opačné konce polymerových vodičů se připojili pomocí krokosvorek k modulu bmeng EKG, který byl propojený s externím A/D převodníkem VŠB-TUO BMENG DAU. Tento A/D převodník byl připojený k počítači USB kabelem. Takto zapojeným měřicím řetězcem (viz Obr. 72) byly otestovány postupně všechny druhy polymerových vodičů (PANI vodič z lněné nitě, monofilové nitě, polyesterové nitě a ze silonového vlasce).



Obr. 72 Ukázkové zapojení měřicího řetězce pro testování polymerových vodičů

Zapojení měřicího řetězce pro naměření referenčního EKG klasickými vodiči se téměř nelišil od zapojení polymerových vodičů. Na simulátor EKG FC12D firmy Ferronato se připojily 3 klasické vodiče, aby se mohlo snímat jednosvodové EKG. Tyto vodiče vedly přímo do modulu bmeng EKG připojeného k externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU byl propojen s počítačem USB kabelem (viz Obr. 73).

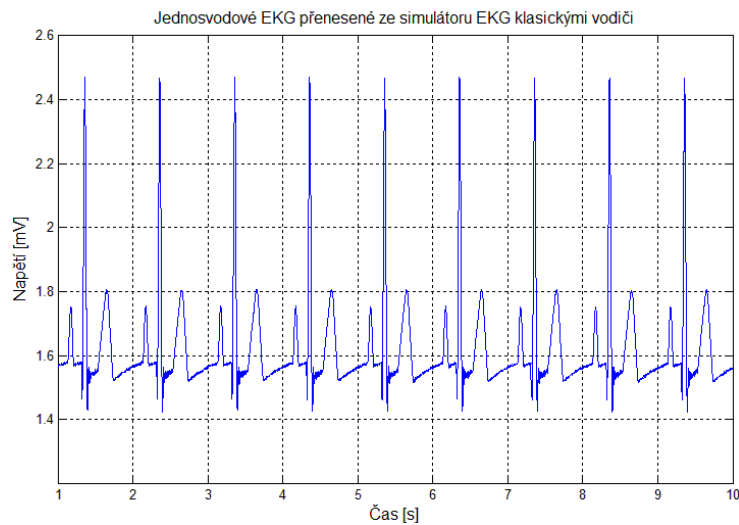


Obr. 73 Zapojení měřicího řetězce pro naměření referenčního EKG klasickými vodiči

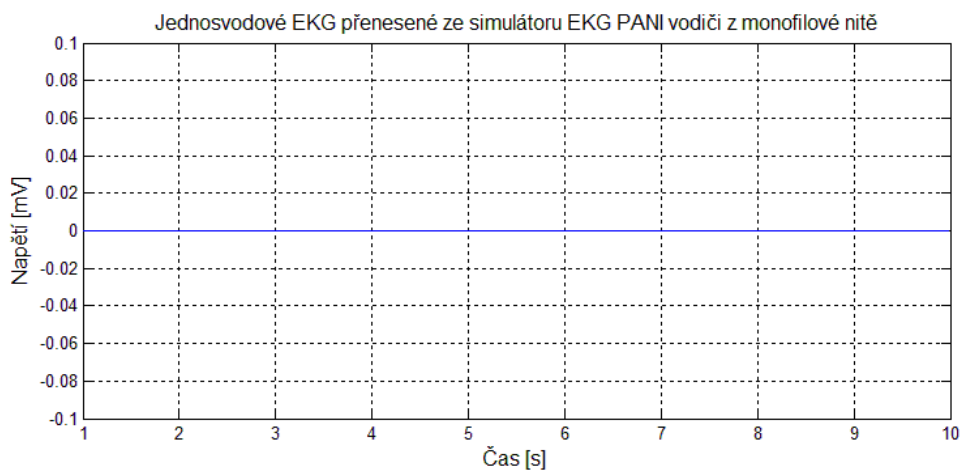
U všech měření byla na simulátoru EKG nastavena frekvence generování EKG křivky na hodnotu 1 Hz.

7.3.1 Výsledky testování polymerových svodů

S využitím softwaru ECGPPGonline se všechny měření zaznamenaly a pomocí softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivoly (odpovídající reálným hodnotám) a následně vykreslily do grafů.

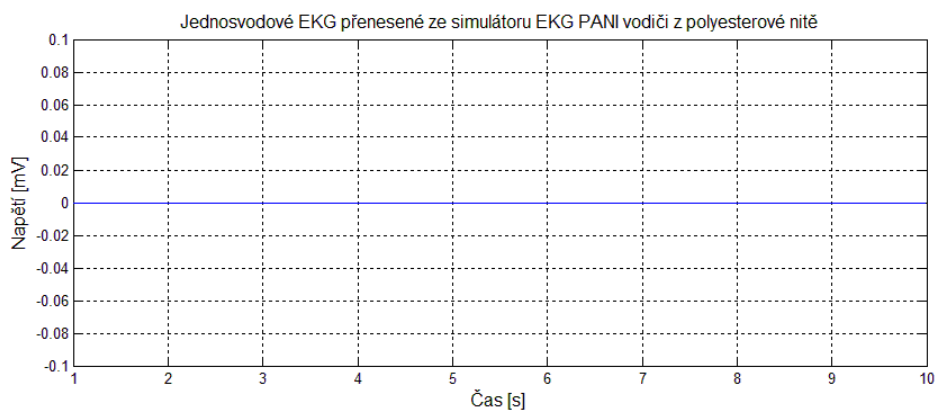


Obr. 74 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči



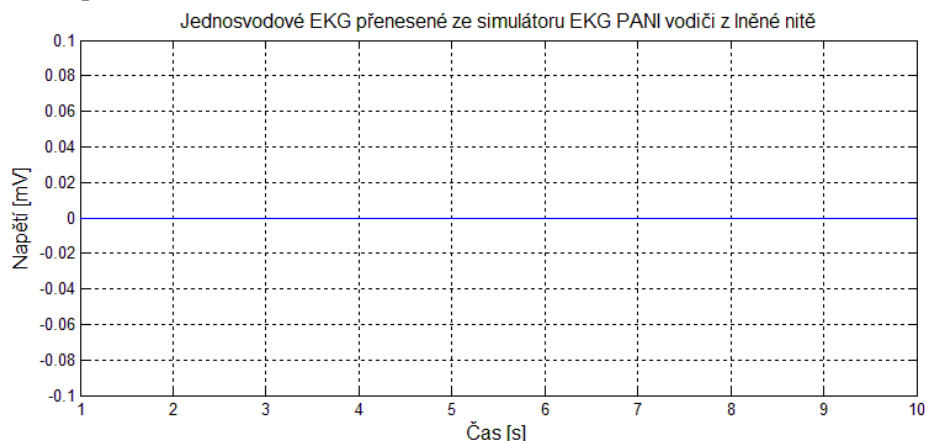
Obr. 75 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči z monofilové nitě

Po spuštění měření se PANI vodičem z monofilové nitě nepřenese ani náznaky EKG křivek. Přenesl se pouze signál o nulové amplitudě.



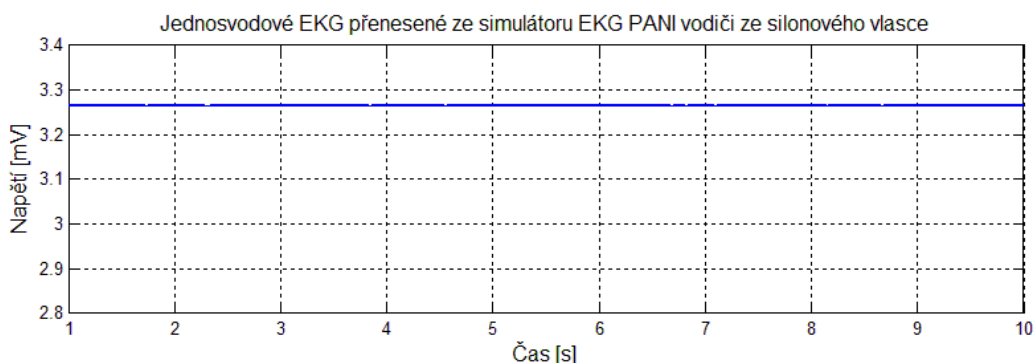
Obr. 76 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči z polyesterové nitě

PANI vodiče z polyesterové nitě také nepřenesly ani náznaky EKG křivek. Přenesl se pouze signál o nulové amplitudě.



Obr. 77 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči z lněné nitě

Po spuštění měření se PANI vodičem z lněné nitě také nepřenesly ani náznaky EKG křivek. Přenesl se pouze signál o nulové amplitudě.



Obr. 78 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG PANI vodiči ze silonového vlasce

PANI vodiče ze silonového vlasce také nepřenesly ani náznaky EKG křivek, ale podařilo se naměřit vodorovný signál s hodnotou amplitudy dosahující téměř 3,3 mV.

Polymerovými vodiči z lněné nitě, monofilové nitě, polyesterové nitě a silonového vlasce pokrytými polyanilinem se nepřenesly ani náznaky EKG křivek, jak je patrné z naměřených hodnot výše. Lepších výsledků se nedosáhlo ani po zkrácení délky všech vodičů na 30 cm. Důvodem je velmi vysoký odpor těchto polymerových vodičů, způsobený jejich velmi malým průřezem. Materiálová odolnost základního materiálu se změnila po nanesení polyanilinu pouze u lněné a monofilové nitě, které se začaly snadněji trhat než před nanesením polyanilinu. Polymerové vodiče z lněné nitě, monofilové nitě, polyesterové nitě a silonového vlasce jsou pro přenášení elektrického signálu v podobě EKG nevhodné.

Z těchto důvodů bylo přistoupeno k návrhu dalších polymerových vodičů z jiných základních materiálů, u kterých se očekávalo zlepšení a zvýšení vodivosti oproti předešlým polymerovým vodičům.

7.4 Úprava návrhu polymerových svodů a návrh testování

Vysoký odpor předešlých polymerových vodičů (nitě potažené polyanilinem), způsobených malým průřezem nití, neumožnil přenesení průběhů EKG. Tento fakt musel být zohledněn při výběru nových základních materiálů. Po konzultaci s vedoucím bakalářské práce byly jako nové základní materiály zvoleny technická stuha (86 % bavlna, 14 % polyester) o šířce 2 cm a uhlíkové vlákno. U technické stuhy se přepokládalo zajištění nízkého odporu dostatečnou šířkou stuhy (a tedy průřezem), která byla po konzultaci s vedoucím bakalářské práce zvolena na hodnotu 2 cm. Uhlíkové vlákno nebylo vybráno na základě požadavku dostatečného průřezu ale kvůli tomu, že při svém daném průřezu vykazuje elektrickou vodivost i bez nanesení vodivého polymeru.

Na základě konzultace s vedoucím bakalářské práce a RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byly zvoleny pro výrobu vodičů následující kombinace základního materiálu a vodivého polymeru. Jsou jimi technická stuha pokrytá polyanilinem, uhlíkové vlákno pokryté polyanilinem a čisté uhlíkové vlákno bez nanesení vodivého polymeru. Důvodem výběru těchto kombinací základních materiálů a vodivého polymeru je otestování kvality přenášeného EKG polymerovými vodiči a vodiči z čistého uhlíku a jejich porovnání s klasickými vodiči. Důvodem nepokrytí uhlíkového vlákna polyanilinem, bylo otestovat předpoklad, zda se vodičem z uhlíku potaženým polyanilinem dosáhne vyšší kvality přenášeného EKG v porovnání s klasickými vodiči než v případě vodiče z čistého uhlíkového vlákna.

Na základě konzultace s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze se principiální postup polymerace uhlíkového vlákna a technické stuhy polyanilinem neliší od postupu polymerace nití a vlasce v předešlé realizaci polymerových svodů. Pod dohledem Ing. Patrycje Bober, Ph.D. z jeho odborného týmu byla polymerizace provedena.

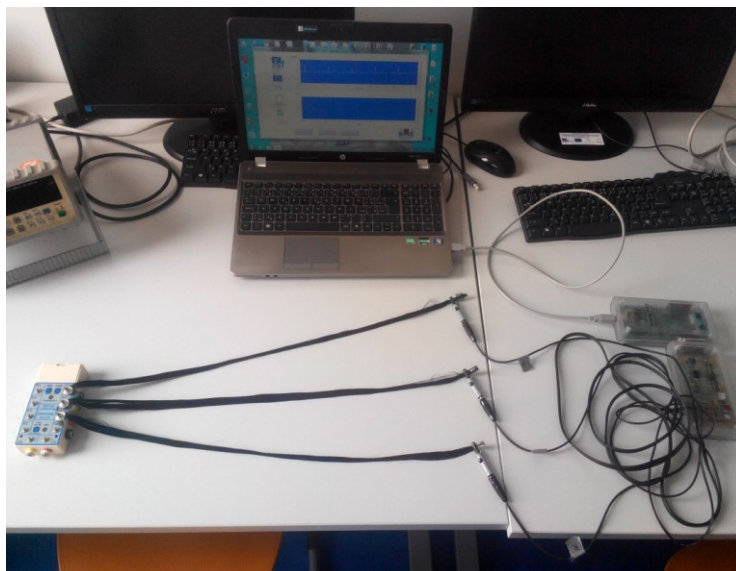
Návrh testování polymerových svodů nebyl změněn a měření proběhlo stejnými postupy jako v předchozím testování polymerových vodičů. U všech testovaných vodičů se zvolila délka 60 cm a měření jednosvodového EKG proběhlo na stejném simulátoru EKG FC12D firmy Ferronato (s evidenčním číslem 50000034961/0) s nastavením stejné frekvence generování EKG křivky na hodnotu 1 Hz. Dále bylo využito modulu bmeng EKG a externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU připojeného k PC. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU se vyznačuje 2 analogovými vstupy (konektory typu D-SUB 15) se vstupním rozsahem 0–5 V, vzorkovací frekvencí 2 kHz (na každém kanálu), rozlišením 12 bitů a rozhraním USB (konektor typu USB-B) k připojení PC. Pro připojení polymerových svodů k modulu bmeng EKG byly vybrány klasické (kovové) vodiče.

Po konzultaci s vedoucím bakalářské práce se pro objektivní porovnání přenesených průběhů EKG polymerovými, klasickými vodiči a vodiči z čistého uhlíku využily výpočty jejich rozdílů a korelačních koeficientů. Dále se také určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z každého vypočteného rozdílu. Nejdůležitějším ukazatelem je především korelační koeficient, který umožňuje posoudit podobnost dvou signálů (naměřených hodnot). Pokud je korelační koeficient roven 1, jedná se o dva identické signály (naměřené hodnoty). Jestliže je roven 0, není mezi dvěma signály žádná shoda ani podobnost.

7.4.1 Testování nových polymerových svodů

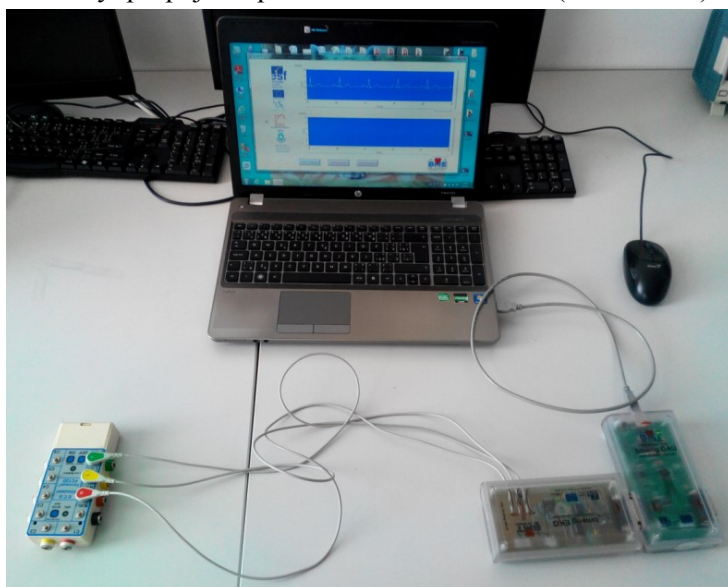
Měřicí řetězec pro testování nových polymerových vodičů byl podle návrhu zapojen následujícím způsobem. Na simulátor EKG FC12D firmy Ferronato se připojily 3 polymerové vodiče (všechny stejného druhu) o délce 60 cm s využitím kontaktních cvočků tak, aby se mohlo snímat

jednosvodové EKG. Opačné konce polymerových vodičů se připojili pomocí krokosvorek k modulu bmeng EKG, který byl propojený s externím A/D převodníkem VŠB-TUO BMENG DAU. Tento A/D převodník byl připojený k počítači USB kabelem. Takto zapojeným měřicím řetězcem (viz Obr. 79) byly otestovány postupně všechny druhy polymerových vodičů (PANI vodič z technické stuhu, PANI vodič z uhlíkového vlákna a vodič z čistého uhlíkového vlákna bez nanesení vodivého polymeru).



Obr. 79 Ukázkové zapojení měřicího řetězce pro testování polymerových vodičů

Zapojení měřicího řetězce pro naměření referenčního EKG klasickými vodiči se téměř nelišil od zapojení polymerových vodičů. Na simulátor EKG FC12D firmy Ferronato se připojily 3 klasické vodiče, aby se mohlo snímat jednosvodové EKG. Tyto vodiče vedly přímo do modulu bmeng EKG připojeného k externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU byl propojen s počítačem USB kabelem (viz Obr. 80).



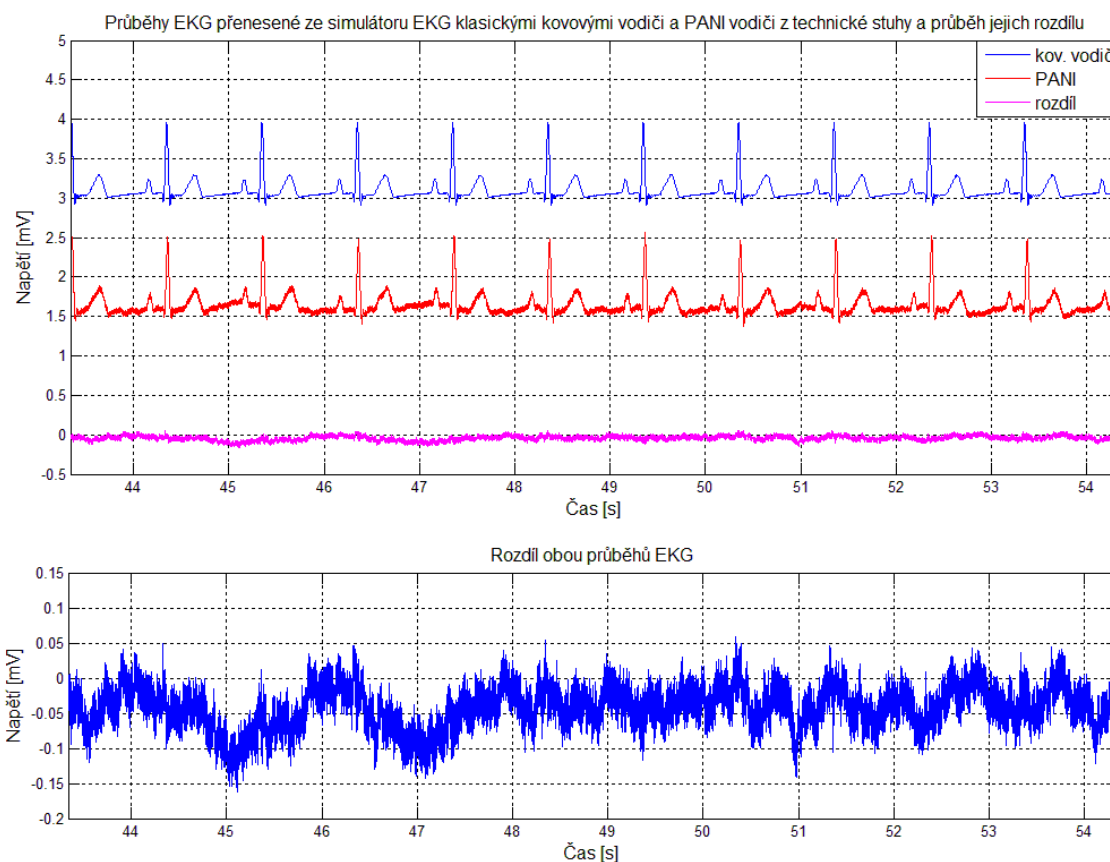
Obr. 80 Zapojení měřicího řetězce pro naměření referenčního EKG klasickými vodiči

U všech měření byla na simulátoru EKG nastavena frekvence generování EKG křivky na hodnotu 1 Hz.

7.4.2 Výsledky testování nových polymerových svodů

S využitím softwaru ECGPPGonline se všechny tyto měření zaznamenaly a pomocí softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivolty (odpovídající reálným hodnotám). Pro porovnání dvou naměřených přepočítaných průběhů EKG se vybralo celkem 10 EKG křivek naměřených téměř ve stejný čas jak danými polymerovými vodiči (nebo vodiči z čistých uhlíkových vláken) tak klasickými vodiči. Jelikož EKG bylo generováno simulátorem EKG, nebylo nutné snímat EKG oběma způsoby zároveň. Simulátor EKG totiž pokaždé generoval stejnou EKG křivku při stejně nastavené frekvenci 1 Hz. Z těchto dvou vyseparovaných průběhů EKG křivek (z nichž každý obsahoval 10 EKG křivek) se vypočítal jejich rozdíl a korelační koeficient. Rozdíl byl vypočítán odečtením hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného danými polymerovými vodiči (nebo vodiči z čistých uhlíkových vláken) od hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného klasickými vodiči. Dále se určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z vypočteného rozdílu. Všechny výpočty byly provedeny pouze s reálnými hodnotami v milivoltech z přepočítaných naměřených průběhů EKG. S využitím softwaru MATLAB byly všechny výpočty realizovány a do grafů byly vykresleny pouze vyseparované přepočítané průběhy EKG křivek (ze kterých byly prováděny výpočty) včetně příslušného průběhu vypočítaného rozdílu.

Na Obr. 81 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG přenášených ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z technické stuhý a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG přenesený klasickými vodiči je posunut o +1,5 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG přeneseným PANI vodiči z technické stuhý.



Obr. 81 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z technické stuhý včetně průběhu vypočítaného rozdílu

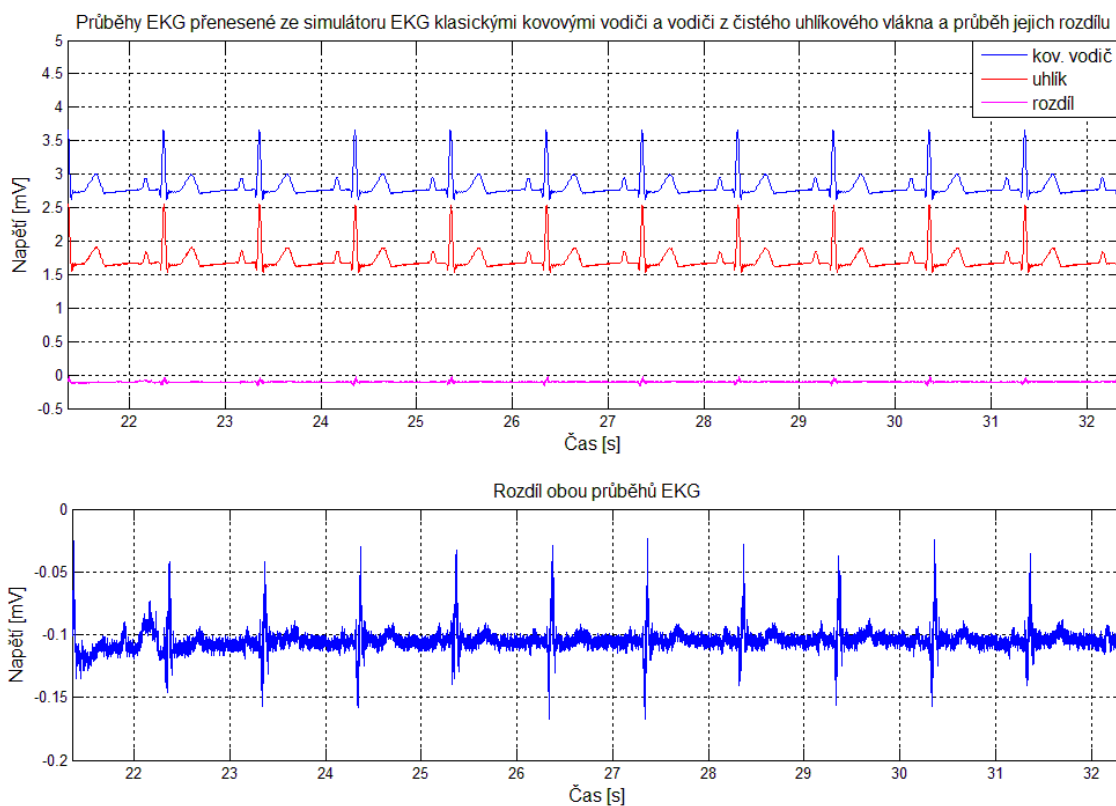
Výsledky těchto statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG přenášených ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z technické stuhu jsou uvedeny v tabulce Tab. 10.

Tab. 10 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat klasickými vodiči a PANI vodiči z technické stuhu

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,0583 mV
Minimum z rozdílu	-0,162 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0439 mV
Rozptyl z rozdílu	0,0011 mV
Korelační koeficient	0,9754

Z naměřených průběhů EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z technické stuhu a vypočteného korelačního koeficientu je zřejmé, že se PANI vodiče z technické stuhu svojí kvalitou přenášeného EKG blíží klasickým vodičům. Na průběhu EKG křivek přenesených PANI vodiči z technické stuhu se projevuje mírné zašumění s výjimkou kmitů R.

Na Obr. 82 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG přenášených ze simulátoru EKG klasickými vodiči a vodiči z čistého nenapolymerovaného uhlíkového vlákna a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG přenesený klasickými vodiči je posunut o +1,2 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG přeneseným vodiči z čistého nenapolymerovaného uhlíkového vlákna.



Obr. 82 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči a vodiči z čistého uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu

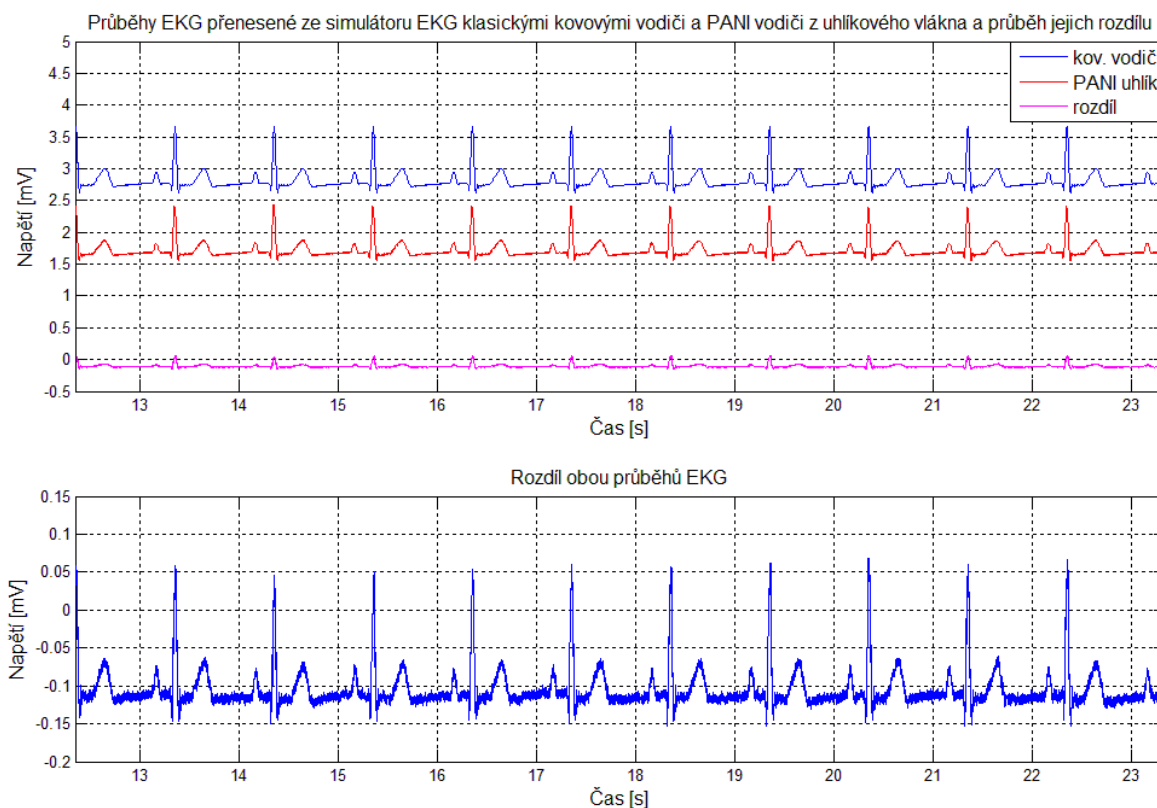
V tabulce Tab. 11 jsou uvedeny výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG přenášených ze simulátoru EKG klasickými vodiči a vodiči z čistého uhlíkového vlákna.

Tab. 11 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat klasickými vodiči a vodiči z čistého uhlíkového vlákna

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	-0,0239 mV
Minimum z rozdílu	-0,1772 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,1047 mV
Rozptyl z rozdílu	$7,9154 \cdot 10^{-5}$ mV
Korelační koeficient	0,9985

Z naměřených průběhů EKG klasickými vodiči a vodiči z čistého uhlíkového vlákna a vypočteného korelačního koeficientu je zřejmé, že se vodiče z čistého uhlíkového vlákna svojí kvalitou přenášeného EKG velmi blíží klasickým vodičům. Korelační koeficient vodičů z uhlíkového vlákna vyšel větší než v předchozím případě (u PANI vodiče z technické stuhly).

Na Obr. 83 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG přenášených ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG přenesený klasickými vodiči je posunut o +1,2 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG přeneseným PANI vodiči z uhlíkového vlákna.



Obr. 83 Průběh jednosvodového EKG přenášeného ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu

Výsledky těchto statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG přenášených ze simulátoru EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna jsou uvedeny v tabulce Tab. 12.

Tab. 12 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat klasickými vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,0678 mV
Minimum z rozdílu	-0,1532 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,1044 mV
Rozptyl z rozdílu	$7,3006 \cdot 10^{-4}$ mV
Korelační koeficient	0,9990

Z naměřených průběhů EKG klasickými vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna a vypočteného korelačního koeficientu je zřejmé, že se PANI vodiče z uhlíkového vlákna svojí kvalitou přenášeného EKG blíží klasickým vodičům. Korelační koeficient PANI vodičů z uhlíkového vlákna vyšel větší než v předchozích dvou případech (u PANI vodiče z technické stuhy a vodiče z čistého uhlíkového vlákna).

PANI vodiči z technické stuhy, uhlíkového vlákna a vodiči z čistého vlákna se přeneslo EKG s vysokou kvalitou v porovnání s EKG přeneseným klasickými vodiči. Důkazem jsou průběhy jednosvodových EKG zobrazených výše a především výsledky korelačních koeficientů (viz Tab. 13).

Tab. 13 Shrnutí výsledků korelačních koeficientů z testování alternativních vodičů

Alternativní vodič	Korelační koeficient
PANI z uhlíkového vlákna	0,9990
Čisté uhlíkové vlákno	0,9985
PANI z technické stuhy	0,9754

Zvolenou šířkou technické stuhy 2 cm bylo dosaženo zvýšení průřezu, který zajistil dostatečné snížení odporu vodiče, a tím bylo umožněno přenesení EKG signálu ze simulátoru. Důkazem je především hodnota korelačního koeficientu 0,9754. Ačkoliv se kvalita přeneseného průběhu EKG PANI vodičem z technické stuhy blíží kvalitě průběhu EKG přeneseného klasickými vodiči, hodnota korelačního koeficientu PANI vodiče z technické stuhy vyšla menší než v případě PANI vodiče z uhlíkového vlákna a vodiče z čistého uhlíkového vlákna. Na základě výsledků korelačních koeficientů (viz výše Tab. 13) byl potvrzen předpoklad lepší kvality přeneseného EKG u PANI vodiče z uhlíkového vlákna než v případě vodiče z čistého uhlíkového vlákna, i když rozdíly mezi oběma korelačními koeficienty jsou v řádu tisícín. Nejlepšího výsledku korelace, z hlediska kvality a síly amplitudy přenesených průběhů EKG signálu v porovnání s klasickými vodiči, bylo dosaženo PANI vodiči z uhlíkového vlákna, jak je patrné z tabulky výše viz Tab. 13. Proto budou pro další experimenty uvažovány pouze PANI vodiče z uhlíkového vlákna.

8 Návrh, realizace a testování polymerových elektrod a svodů jako celku

Na základě výsledků provedených testů a porovnání polymerových elektrod a polymerových vodičů vůči klasickým Ag/AgCl elektrodám a vodičům z hlediska kvality snímaného a přenášeného EKG byly zvoleny pro další testování PPy elektrody z bavlny (o rozměrech 2×2 cm) a PANI vodiče z uhlíkového vlákna (o délce 60 cm). Jelikož požadavkem je měření EKG na hrudníku pomocí trička byla jako nejvhodnější typ elektrody vybrána PPy elektroda z bavlny, protože dosáhla nejlepšího výsledku při měření EKG na hrudníku.

Požadavkem bylo otestování kvality snímaného a přenášeného EKG polymerovými elektrodami s polymerovými vodiči a jejich porovnání s klasickými Ag/AgCl elektrodami a vodiči. Z tohoto důvodu bylo po konzultaci s vedoucím bakalářské práce zvoleno měření jednosvodového EKG z hrudníku polymerovými elektrodami s polymerovými vodiči a zároveň klasickými Ag/AgCl elektrodami a vodiči s využitím dvou modulů bmeng EKG a jednoho externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU připojeného k PC. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU se vyznačuje 2 analogovými vstupy (konektory typu D-SUB 15) se vstupním rozsahem 0–5 V, vzorkovací frekvencí 2 kHz (na každém kanálu), rozlišením 12 bitů a rozhraním USB (konektor typu USB-B) k připojení PC. Pro připojení polymerových vodičů k modulu bmeng EKG byly vybrány klasické (kovové) vodiče. Z předchozích testování polymerových elektrod se osvědčilo měření hrudního EKG pomocí popruhu a principu suchého zipu pro snadné připínání a odepínání polymerových elektrod. Popruh a princip suchého zipu byl zvolen i pro tento experiment.

Pro objektivní porovnání naměřených průběhů EKG polymerovými elektrodami s polymerovými vodiči a klasickými Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči se využilo výpočtu jejich rozdílů a korelačního koeficientu. Dále se také určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z vypočteného rozdílu. Nejdůležitějším ukazatelem je především korelační koeficient.

8.1 Návrh spojení polymerové elektrody a svodu

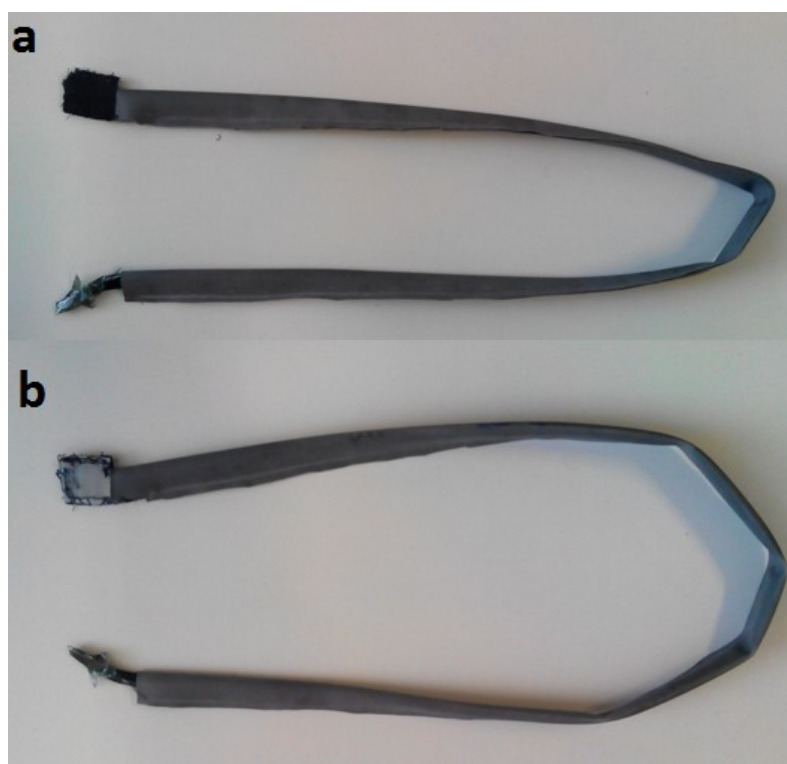
Spojení polymerové elektrody a vodiče (svodu) by mělo splňovat požadavek dobrého kontaktu mezi elektrodou a vodičem, aby umožnil vodiči přenést EKG signál nasnímaný elektrodou. Z toho důvodu bylo zvoleno pevné spojení mezi elektrodou a vodičem v podobě našití vodiče na elektrodu. Našití vodiče na elektrodu má velkou výhodu. Při přiložení elektrody k pokožce se automaticky docílí přitlačení vodiče k elektrodě a vznik dobrého kontaktu.

Vodiče tvořené uhlíkovým vláknem pokrytým polyanilinem nebyly opatřeny izolací a během měření by způsobovaly zkraty při styku s pokožkou. Jako vhodná izolace PANI vodičů z uhlíkového vlákna byla zvolena trubička vyrobená z pryžového škrťacího obinadla bez latexu. Důvody výběru tohoto typu izolace byly následující: ochrana vláken před mechanickým poškozením (roztržení vláken, setření vodivé vrstvy polyanilinu atd.), snadná omyvatelnost povrchu (desinfekce), elektrická izolace, materiál škrťacího obinadla umožňuje snadnou tvarovatelnost trubičky, absence kovu.

8.2 Realizace spojení polymerové elektrody a svodu

Realizace spojení polymerových elektrod s polymerovými izolovanými vodiči byla provedena podle předem zvoleného návrhu. Pryžové škrťací obinadlo ESMARCH (o rozměrech 60×1250 mm) se přeložilo podle svislé osy a ve vzdálenost 1 cm od spojeného okraje (středu) se obě části obinadla

sešily. Těsně podél nově vytvořeného švu se odstříhly přebytečné části obinadla. Vytvořila se tak tenká trubička pro izolaci PANI vodiče z uhlíkového vlákna. Trubičkou se poté protáhl PANI vodič z uhlíkového vlákna (o délce 60 cm), který se tak elektricky zaizoloval. Přechýlající část uhlíkového vlákna (2 cm) se vsunula mezi PPy elektrodu z bavlny o rozměrech 2×2 cm a suchý zip (o rozměrech 2×2 cm). Trubička se také vsunula mezi elektrodu a suchý zip, ale pouze na okraj, aby co nejméně zmenšila kontaktní plochu mezi elektrodou a uhlíkovým vláknem. Elektroda se přišila po celém svém obvodu k suchému zipu, na dvou místech k vodiči z uhlíkového vlákna potaženého polyanilinem. Vsunutá část trubičky se našila k suchému zipu. Tímto postupem bylo vytvořeno spojení mezi PPy elektrodou z bavlny a PANI vodičem z uhlíkového vlákna a zároveň docíleno zaizolování vodiče (viz Obr. 84).



Obr. 84 Spojení polymerové elektrody s izolovaným polymerovým vodičem a) líc; b) rub

8.3 Testování polymerových elektrod a svodů jako celku

Zapojení měřícího řetězce pro naměření jednosvodového EKG na hrudníku PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a zároveň jednorázovými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči bylo provedeno podle návrhu následovně. Tři PPy elektrody se svými izolovanými PANI vodiči byly připevněny pomocí suchých zipů na určených místech popruhu. Na PANI vodiče z uhlíkového vlákna byly poté napojeny přírodní vodiče modulu bmeng EKG určeného pro měření jednosvodového EKG. V blízkosti těchto PPy elektrod (do míst pravé a levé podklíčkové krajiny a do oblastí mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé straně těla) byly nalepeny jednorázové nalepovací Ag/AgCl elektrody, které byly pomocí klasických vodičů spojeny s druhým modulem bmeng EKG. Oba moduly bmeng EKG byly připojeny ke stejnému externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU, který se pomocí USB kabelu propojil s PC (viz Obr. 85).

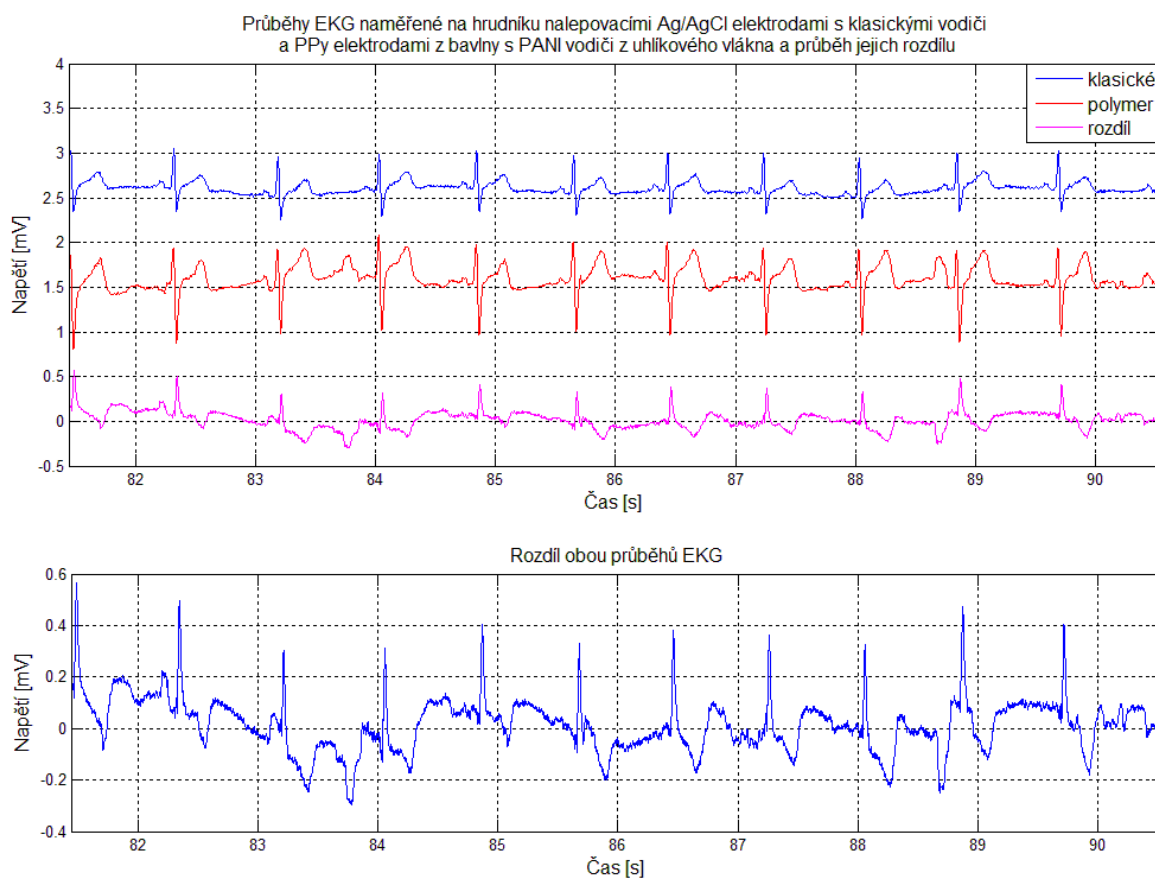


Obr. 85 Zapojení měřicího řetězce pro naměření jednosvodového EKG na hrudníku PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a zároveň jednorázovými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči

8.4 Výsledky testování polymerových elektrod a svodů jako celku

S využitím softwaru ECGPPGonline se měření zaznamenalo pomocí softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivolty (odpovídající reálným hodnotám). Pro objektivní porovnání dvou naměřených přepočítaných průběhů EKG se vybral takový časový interval, aby obsahoval 10 EKG křivek naměřených ve stejný čas jak PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna tak nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči. Z těchto dvou vyseparovaných průběhů EKG křivek (z nichž každý obsahoval 10 EKG křivek) se vypočítal jejich rozdíl a korelační koeficient. Rozdíl byl vypočítán odečtením hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna od hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči. Dále se určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z vypočteného rozdílu. Všechny výpočty byly provedeny pouze s reálnými hodnotami v milivoltech z přepočítaných naměřených průběhů EKG. S využitím softwaru MATLAB byly všechny výpočty realizovány a do grafů byly vykresleny pouze vyseparované přepočítané průběhy EKG křivek (ze kterých byly prováděny výpočty) včetně příslušného průběhu vypočítaného rozdílu.

Na Obr. 86 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených na hrudníku současně PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči je posunut o +1 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna.



Obr. 86 Průběhy jednosvodových EKG naměřených na hrudníku nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči a PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu

Výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených na hrudníku současně PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči jsou uvedeny v tabulce Tab. 14.

Tab. 14 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,5642 mV
Minimum z rozdílu	-0,2945 mV
Střední hodnota z rozdílu	0,015 mV
Rozptyl z rozdílu	0,0109 mV
Korelační koeficient	0,7621

Z naměřeného průběhu jednosvodového EKG PPy elektrodami s PANI vodiči z uhlíkového vlákna je vidět lehká modulace EKG křivky pohyby hrudníku při dýchání. Modulace EKG křivky pohybem hrudníku mohla být způsobena malým přitlakem polymerových elektrod k tělu. Malý přitlak mohl být zapříčiněn polymerovými vodiči, které mohly nepatrně nadzvednout příslušné části popruhu přitlačující horní elektrody umístěné na hrudníku. Amplitudy jednotlivých částí EKG křivky naměřené

polymerovými elektrodami a vodiči jsou mnohem větší než v případě EKG křivky naměřené klasickými Ag/AgCl elektrodami a vodiči. Z těchto důvodů se z hlediska kvality a síly amplitudy naměřených průběhů EKG signálů shodují výše zobrazené průběhy (viz výše Obr. 86) z 76,21 %. Tato procentuální shoda byla určena na základě vypočteného korelačního koeficientu o velikosti 0,7621. Pro další experiment bude proto nutné zajistit dostatečný přitlak polymerových elektrod k tělu a svedení polymerových vodičů mimo oblast hrudního pásu (popruhu).

9 Návrh, realizace a testování prototypu trička pro měření EKG

Po sérii testování polymerových elektrod, vodičů a polymerových elektrod spojených s polymerovými vodiči bylo přistoupeno k měření EKG z trička PPy elektrodami z bavlny a PANI vodiči z uhlíkového vlákna.

Požadavkem bylo otestování kvality snímaného a přenášeného EKG z trička polymerovými elektrodami s polymerovými vodiči a jejich porovnání s klasickými Ag/AgCl elektrodami a vodiči nejen při měření EKG v klidové poloze (vsedě), ale také při vykonání různých pohybů. Důvodem bylo nasimulovat pohyby, které by reprezentovaly běžnou denní pohybovou aktivitu budoucího uživatele trička a otestovat, zda tričko by umožňovalo měření EKG i v průběhu nasimulovaných pohybů. Mezi pohyby reprezentující běžnou denní pohybovou aktivitu byly zařazeny běh, chůze, dřep, předklon, předpažení a vzpažení. Pro simulování běhu a chůze bylo zvoleno pouze jejich napodobení na místě kvůli omezenému dosahu vodičů. Na základě konzultace s vedoucím bakalářské práce bylo vybráno měření jednosvodového EKG z trička polymerovými elektrodami s polymerovými vodiči a zároveň klasickými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) a vodiči s využitím dvou modulů bmeng EKG a jednoho externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU připojeného k PC. Externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU se vyznačuje 2 analogovými vstupy (konektory typu D-SUB 15) se vstupním rozsahem 0–5 V, vzorkovací frekvencí 2 kHz (na každém kanálu), rozlišením 12 bitů a rozhraním USB (konektor typu USB-B) k připojení PC. Pro připojení polymerových vodičů k modulu bmeng EKG byly vybrány klasické (kovové) vodiče.

Pro objektivní porovnání naměřených průběhů EKG polymerovými elektrodami s polymerovými vodiči a klasickými Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči se využilo výpočtu jejich rozdílů a korelačního koeficientu. Dále se také určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z vypočteného rozdílu. Nejdůležitějším ukazatelem je především korelační koeficient.

9.1 Návrh přizpůsobení trička pro měření EKG

Vhodné tričko pro snímání EKG na hrudníku by mělo být velmi těsné (přilnavé) a kopírovat tvar lidského těla, aby se zvýšil přitlak polymerových elektrod k tělu. Všechny tyto podmínky splňovalo tričko ze 100% vlny, a proto bylo vybráno pro testování. K docílení požadovaného přitlaku polymerové elektrody k tělu bylo vybráno našití pryžových škrťících obinadel na dané části trička (horní oblast hrudníku a oblast břicha na úrovni pupku). Svedení izolovaných PANI vodičů z uhlíkového vlákna mimo oblast obinadel bylo zvoleno vytvořením oček z měkké galanterní gummy, kterými se vodiče protáhly.

Provedení a spojení PPy elektrod z bavlny a PANI vodičů z uhlíkového vlákna (včetně izolace PANI vodičů) bylo zvoleno stejné jako v předešlém měření. PPy elektroda z bavlny o rozměrech 2×2 cm byla uchycena k suchému zipu (o rozměrech 2×2 cm). PANI vodič z uhlíkového vlákna (o délce 60 cm) izolovaný trubičkou z pryžového škrťícího obinadla byl umístěn mezi elektrodu a suchý zip a spojen s elektrodou napevno (našitím). Suchý zip byl zvolen pro snadné připínání a odepínání elektrod z obinadla.

9.2 Přizpůsobení trička pro měření EKG

Přizpůsobení trička pro měření EKG bylo provedeno podle předem zvoleného návrhu. Na vybrané přilnavé tričko ze 100% vlny se v úrovni pravého a levého prsa blíže k oblasti švu rukávu našily čtyři knoflíky (dva na pravé a dva na levé straně hrudníku). Na oba konce pryžového škrťacího obinadla se našily měkké galanterní gumy. Délka škrťacího obinadla se volila menší než vzdálenost obou protilehlých dvojic knoflíků, aby se zajistil dostatečný přítlak elektrod. Do našitých galanterních gum a příslušné části obinadla se prostříhly otvory (na každém konci dva) na provlečení knoflíků. Prostříhnutými otvory se provlékly knoflíky našité na tričku. Obinadlo bylo tímto postupem přichyceno na tričko v úrovni pravého a levého prsa blíže k oblasti příslušné podklíčkové krajiny. Na dané části obinadla v úrovni pravého a levého prsa blíže k oblasti příslušné podklíčkové krajiny se nalepily suché zipy umožňující připnutí elektrod. Stejným způsobem se docílilo uchycení obinadla v úrovni mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé a pravé straně těla. Na spodní obinadlo se blíže k oblasti mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé a pravé straně těla také nalepily suché zipy umožňující připnutí elektrod. Zhruba v polovině vzdálenosti mezi obinadly se našily dva knoflíky (na každé straně jeden). Tyto knoflíky se provlékly otvory v měkké galanterní gumě a tak se vytvořily dvě očka pro svedení izolovaných polymerových vodičů. Další dvě očka pro svedení vodičů byly vytvořeny stejným postupem na knoflících spodního obinadla (každý na jedné straně). Izolované polymerové vodiče dvou horních polymerových elektrod se jednoduše protáhly vytvořenými očky. Tímto způsobem bylo dosaženo rozmístění elektrod a svedení jejich izolovaných vodičů (viz Obr. 87) pro následné testovací měření jednosvodového EKG pomocí trička.



Obr. 87 Tričko s našitými obinadly a rozmístěnými polymerovými elektrodami a vodiči

9.3 Testování prototypu trička pro měření EKG

Zapojení měřicího řetězce pro naměření jednosvodového EKG z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a zároveň jednorázovými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči bylo provedeno podle návrhu následovně. Tři PPy elektrody se svými izolovanými PANI vodiči byly připevněny pomocí suchých zipů na určených místech trička. Na PANI vodiče z uhlíkového vlákna byly poté napojeny přívodní vodiče modulu bmeng EKG určeného pro měření jednosvodového EKG. V blízkosti těchto PPy elektrod (do míst pravé a levé podklíčkové krajiny a do oblasti mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé straně těla) byly nalepeny jednorázové nalepovací Ag/AgCl elektrody, které byly pomocí klasických vodičů spojeny s druhým modulem bmeng EKG. Oba moduly bmeng EKG byly připojeny ke stejnému externímu A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU, který se pomocí USB kabelu propojil s PC (viz Obr. 88). Takto zapojeným měřicím řetězcem se naměřilo jednosvodové EKG v klidové poloze (vsedě) a při simulování vybraných pohybů, kterými byly běh, chůze, dřep, předklon, předpažení a vzpažení. Simulování vybraných pohybů bylo prováděno ve stoje. Simulace běhu a chůze byla prováděna na místě kvůli krátkému dosahu vodičů.



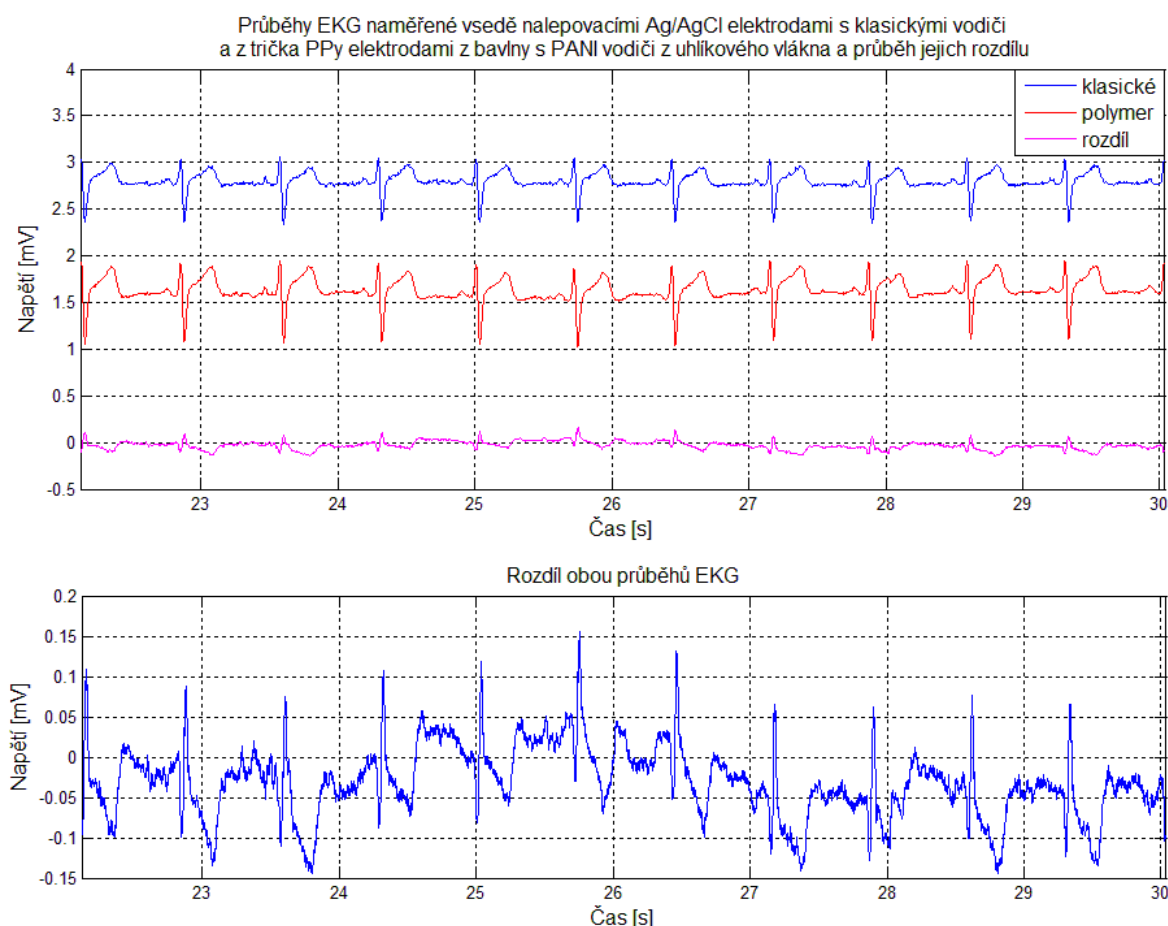
Obr. 88 Zapojení měřicího řetězce pro naměření jednosvodového EKG z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a zároveň jednorázovými nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči

9.4 Výsledky měření

S využitím softwaru ECGPPGonline se všechny tyto měření zaznamenaly a pomocí softwaru MATLAB se všechny naměřené průběhy EKG přepočítaly na milivolty (odpovídající reálným hodnotám). Pro objektivní porovnání dvou naměřených přepočítaných průběhů EKG se vybral takový časový interval, aby obsahoval 10 EKG křivek naměřených ve stejný čas jak PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna tak nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči.

Z těchto dvou vyseparovaných průběhů EKG křivek (z nichž každý obsahoval 10 EKG křivek) se vypočítal jejich rozdíl a korelační koeficient. Rozdíl byl vypočítán odečtením hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna od hodnot z vyseparovaného průběhu EKG naměřeného nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči. Dále se určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl z vypočteného rozdílu. Všechny výpočty byly provedeny pouze s reálnými hodnotami v milivoltech z přepočítaných naměřených průběhů EKG. S využitím softwaru MATLAB byly všechny výpočty realizovány a do grafů byly vykresleny pouze vyseparované přepočítané průběhy EKG křivek (ze kterých byly prováděny výpočty) včetně příslušného průběhu vypočítaného rozdílu. V případě simulování pohybů byly do grafů vykresleny ty přepočítané průběhy EKG, které byly naměřeny při simulování zvoleného pohybu.

Na Obr. 89 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG měřených vsedě současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a průběh vypočítaného rozdílu obou vyseparovaných přepočítaných průběhů EKG. Průběh EKG naměřený Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči je posunut o +1,2 mV, aby se nepřekrýval s průběhem EKG naměřeným PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna.



Obr. 89 Průběhy jednosvodových EKG naměřených vsedě nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna včetně průběhu vypočítaného rozdílu

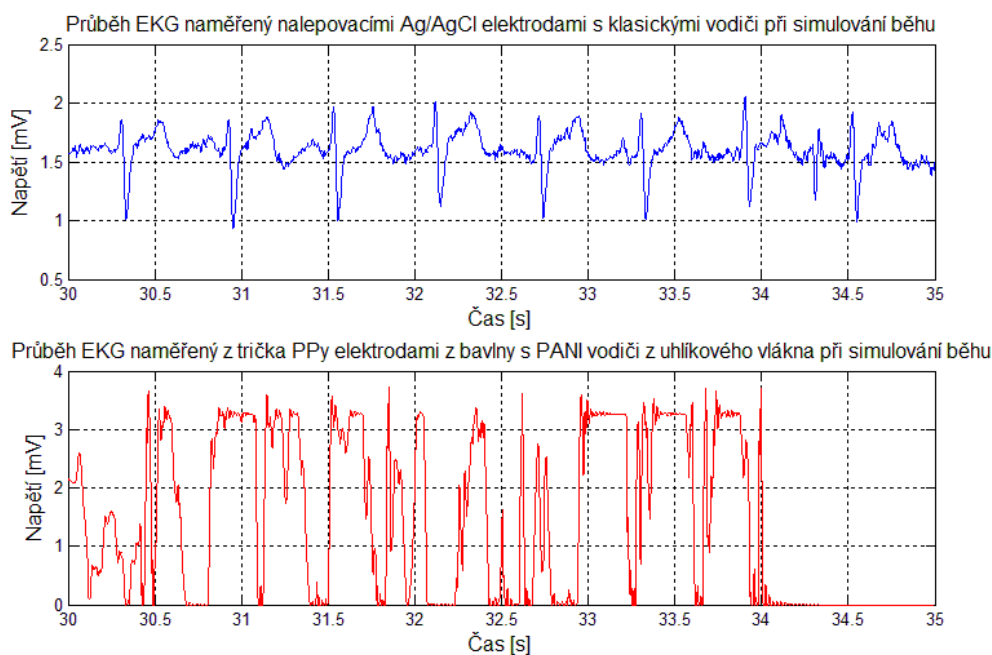
Výsledky statistických výpočtů pro porovnání průběhů EKG naměřených současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči jsou uvedeny v tabulce Tab. 15.

Tab. 15 Výsledky statistických výpočtů z naměřených dat vsedě PPy elektrodami z bavlny (umístěných na tričku) s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,1556 mV
Minimum z rozdílu	-0,1445 mV
Střední hodnota z rozdílu	-0,0312 mV
Rozptyl z rozdílu	0,0020 mV
Korelační koeficient	0,9670

Z naměřeného průběhu jednosvodového EKG z trička PPy elektrodami s PANI vodiči z uhlíkového vlákna v klidové poloze je vidět mírné zašumění úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické. Stejně zašumění stejných úseků EKG jako v případě měření z trička se však projevuje také v naměřeném průběhu jednosvodového EKG v klidové poloze nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči. Proto nelze takové zašumění považovat za chybu měření pouze u měření z trička, neboť se stejná chyba měření projevuje také u měření nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči. Naměřené průběhy jednosvodového EKG v klidové poloze z trička PPy elektrodami s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči se z hlediska kvality a síly amplitudy naměřených průběhů EKG signálů shodují z 96,7 %. Procentuální shoda byla určena na základě vypočteného korelačního koeficientu o velikosti 0,9670. Korelační koeficient (popřípadě procentuální shoda) poukazuje na velmi vysokou kvalitu snímaného a přenášeného EKG naměřeného vsedě PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku, která je téměř stejná jako v případě nalepovacích Ag/AgCl elektrod s klasickými vodiči.

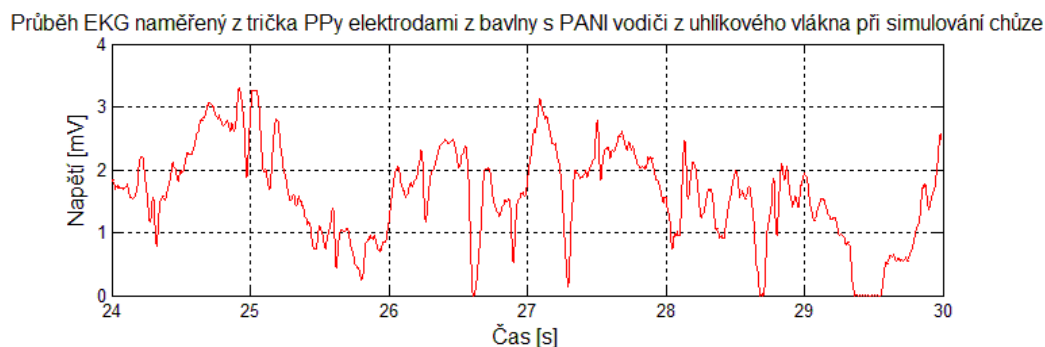
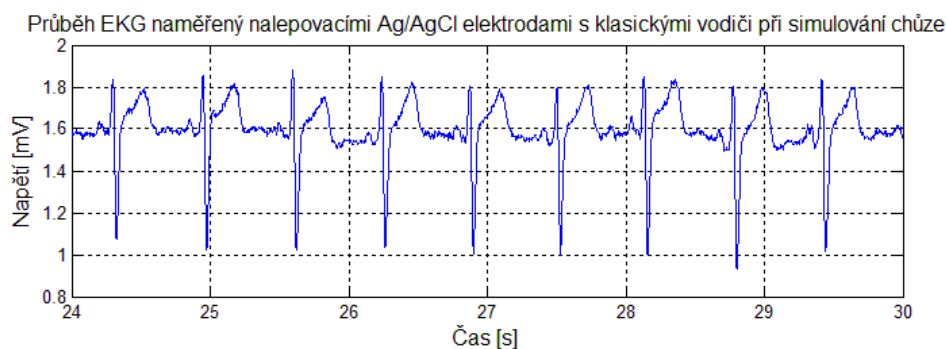
Na Obr. 90 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG při simulování běhu měřených současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči.



Obr. 90 Průběhy jednosvodových EKG při simulování běhu naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna

Při simulování běhu nenaměřili PPy elektrody z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku ani náznak EKG křivky. U nalepovacích Ag/AgCl elektrod (umístěných na těle) s klasickými vodiči se naměřily zašuměné průběhy EKG křivek. Nenaměření ani náznaku EKG křivek mohlo být způsobeno uchycením polymerových vodičů ke krokosvorkám přírodních vodičů modulu bmeng EKG. Spojení těchto vodičů se mohlo při běhu nepatrně vůči sobě pohybovat a rušit tak přenášený signál. Další možností je malý přítlak elektrody přichycené k dolnímu obinadlu umístěnému na spodní část trika. V průběhu simulování běhu se tak mohlo dolní obinadlo s umístěnou elektrodou pohybovat v nesouladu s pohybem těla a případně odstávat od těla.

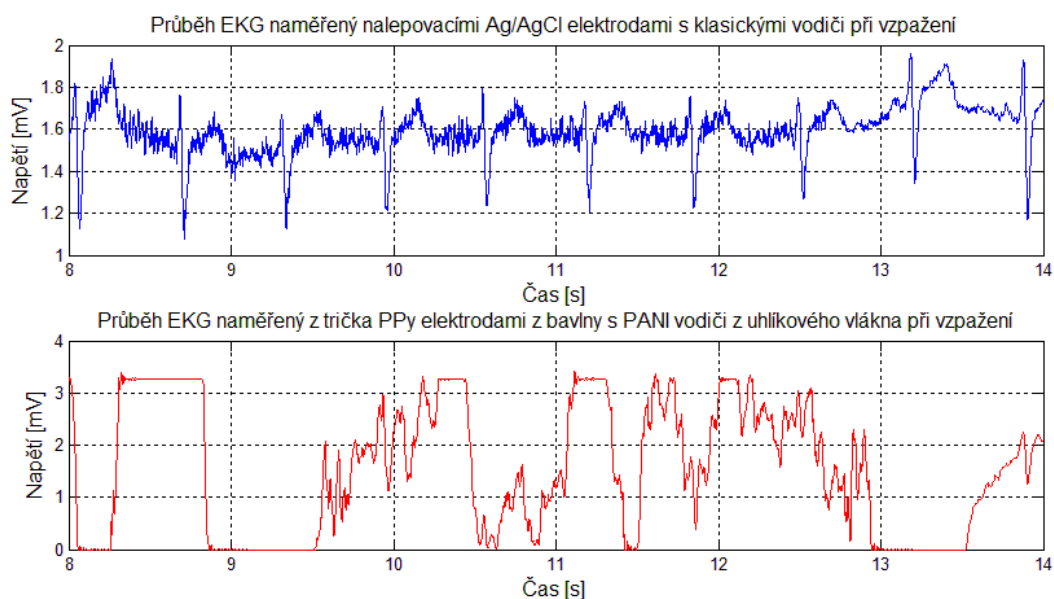
Na Obr. 91 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG při simulování chůze měřených současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči.



Obr. 91 Průběhy jednosvodových EKG při simulování chůze naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna

Na rozdíl od simulování běhu se při simulování chůze podařilo naměřit a přenést PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku signál, ve kterém jsou patrné náznaky přítomnosti EKG křivek. Na druhou stranu by takový naměřený signál nebyl diagnosticky přínosný. Důvody naměření takového signálu mohly být stejné jako v předešlém měření EKG při simulování běhu, tedy pohyb spojení krokosvorky a PANI vodiče a malý přítlak elektrody přichycené k dolnímu obinadlu umístěnému na spodní část trika. Nalepovací Ag/AgCl elektrody (umístěné na těle) s klasickými vodiči naměřily průběhy EKG křivek s nepatrným zašuměním úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické.

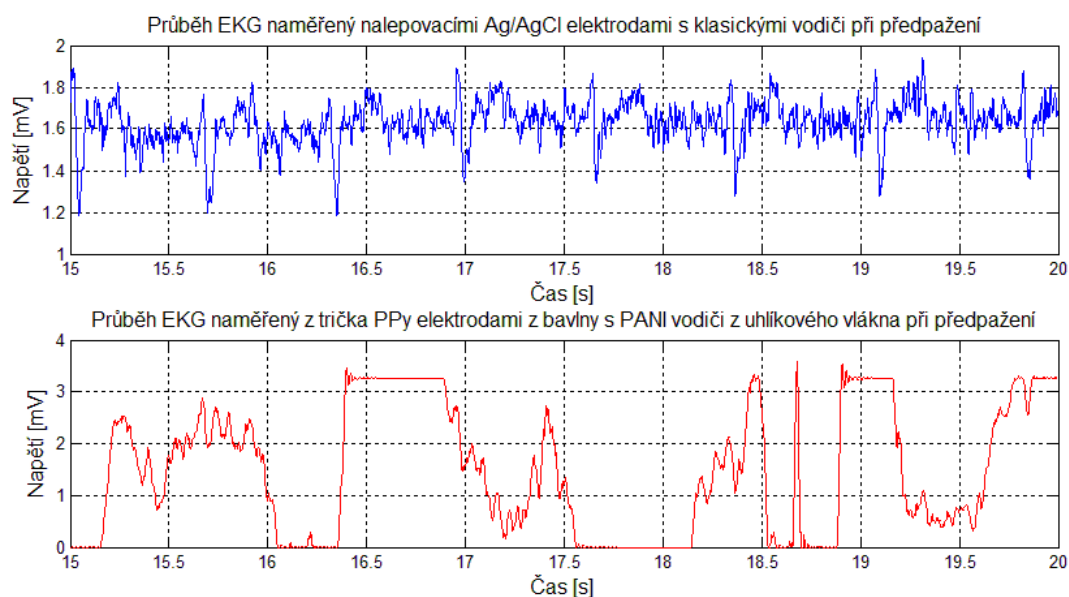
Na Obr. 92 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG při vzpažení měřených současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči.



Obr. 92 Průběhy jednosvodových EKG při vzpažení naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna

Při vzpažení rukou nenaměřili PPy elektrody z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku ani náznak EKG křivek. Nenaměření ani náznaku EKG křivek mohlo být způsobeno malým přitlakem elektrody přichycené k dolnímu obinadlu umístěnému na spodní část trika. Po vzpažení rukou se tak mohlo obinadlo s umístěnou elektrodou posunout s malým přitlakem a případně mírně odstávat od těla. Tento stejný problém mohl nastat také u elektrod přichycených k hornímu obinadlu umístěnému na horní část trika. V průběhu vzpažení rukou nedocházelo k pohybům vodičů. Nalepovací Ag/AgCl elektrody (umístěné na těle) s klasickými vodiči naměřily průběhy EKG křivek s výrazným zašuměním.

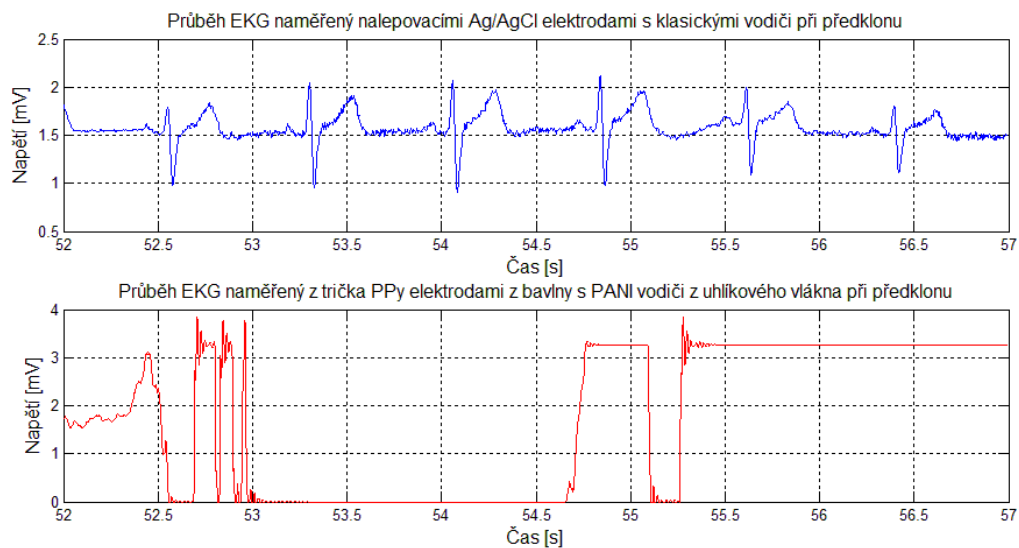
Na Obr. 93 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG při předpažení měřených současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči.



Obr. 93 Průběhy jednosvodových EKG při předpažení naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna

V průběhu předpažení neměřili PPy elektrody z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku ani náznak EKG křivek. Důvodem mohl být malý přitlak elektrod přichycených k hornímu obinadlu umístěnému na horní část trička. Ten mohl být způsoben skrčením horního obinadla s přichycenými elektrodami. Při předpažení rukou nedocházelo k pohybům vodičů. U nalepovacích Ag/AgCl elektrod (umístěných na těle) s klasickými vodiči se naměřil velmi zašuměný signál s nepatrnými náznaky EKG křivek. Zašumění mohlo být způsobeno svalovými potenciály produkovanými svaly v okolí Ag/AgCl elektrod v průběhu předpažení. Svalovými potenciály mohl být ovlivněn také signál naměřený PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku.

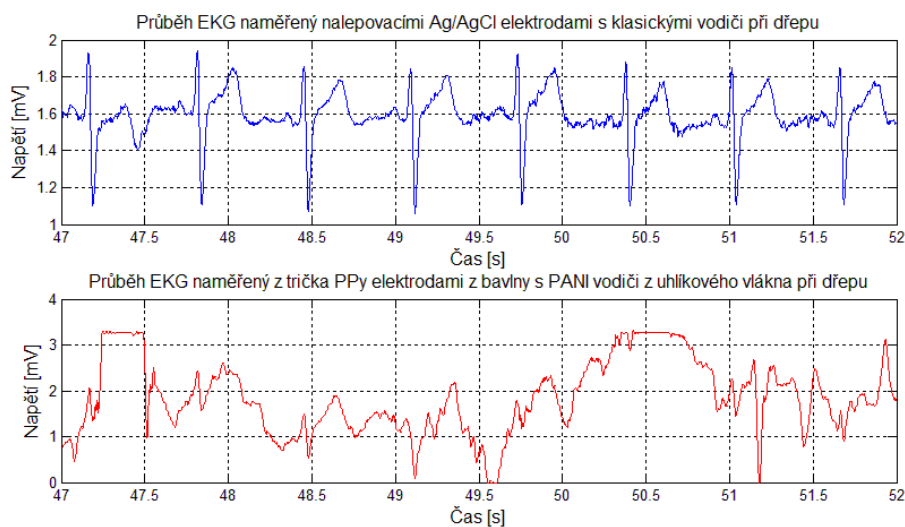
Na Obr. 94 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG při předklonu měřených současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči.



Obr. 94 Průběhy jednosvodových EKG při předklonu naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna

V průběhu předklonu nenaměřili PPy elektrody z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku ani náznak EKG křivek. Nenaměření ani náznaku EKG křivek mohlo být způsobeno přitlakem elektrody přichycené k dolnímu obinadlu umístěnému na spodní část trika. Při předklonu mohlo dojít k mírnému odstátí obinadla s umístěnou elektrodou a tedy zániku kontaktu mezi elektrodou a tělem. Nalepovací Ag/AgCl elektrody (umístěné na těle) s klasickými vodiči naměřily průběhy EKG křivek se zvětšenou amplitudou a nepatrným zašuměním úseků, které mají být vodorovné a izoelektrické.

Na Obr. 95 jsou zobrazeny průběhy jednosvodových EKG při dřepu měřených současně z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči.



Obr. 95 Průběhy jednosvodových EKG při dřepu naměřené nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči a z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna

Při provedení dřepu se podařilo naměřit a přenést PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku signál, ve kterém jsou patrné náznaky přítomnosti EKG křivek. Na druhou stranu by takový naměřený signál nebyl diagnosticky přínosný. Naměření takového signálu mohlo být způsobeno uchycením polymerových vodičů ke krokosvorkám přívodních vodičů modulu bmeng EKG. Spojení těchto vodičů se mohlo při provedení dřepu nepatrně vůči sobě pohybovat a rušit tak přenášený signál. Další možností je malý přitlak elektrody přichycené k dolnímu obinadlu umístěnému na spodní část trika. V průběhu provedení dřepu se tak mohlo dolní obinadlo s umístěnou elektrodou pohybovat v nesouladu s pohybem těla.

Z výše naměřených průběhů EKG a vypočteného korelačního koeficientu z měření vsedě PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna umístěných na tričku a zároveň nalepovacími Ag/AgCl elektrodami (umístěných na těle) s klasickými vodiči je zřejmé, že pokud se bude měřit jednosvodové EKG pomocí trička vsedě (v klidové poloze), lze naměřit jednosvodové EKG, které se bude z hlediska kvality a síly amplitudy naměřeného průběhu EKG signálu z 96,7 % shodovat s průběhem EKG signálu naměřeným nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči. Měření jednosvodového EKG pomocí trička v průběhu provádění zvolených cviků (reprezentujících běžnou denní pohybovou aktivitu) je pro tento prototyp trička nevhodný, neboť neumožňuje měření s dostatečnou přesností, jak je patrné z grafů výše. Ačkoliv nejlepších výsledků v rámci provedení zvolených cviků se dosáhlo při provedení dřepu a simulování chůze na místě, nejsou takto naměřené signály diagnosticky přínosné (viz Obr. 91, Obr. 95). Důvody nepříznivých výsledků v rámci měření jednosvodového EKG pomocí trička v průběhu provádění zvolených cviků mohou být především pohybující se spojení polymerových vodičů a krokosvorek přívodních vodičů modulu bmeng EKG a zmenšený přitlak elektrody přichycené k dolnímu obinadlu umístěnému na spodní část trika. Na základě zjištěných skutečností bylo přistoupeno k navržení a vytvoření finálního prototypu trička.

10 Návrh finálního prototypu trička pro měření EKG

První prototyp trička pro měření jednosvodového EKG neumožňoval měření jednosvodového EKG v průběhu provádění zvolených cviků reprezentujících běžnou denní pohybovou aktivitu. Jedním z důvodů mohlo být pohybuující se spojení polymerových vodičů a krokosvorek přírodních vodičů modulu bmeng EKG. Druhým důvodem mohl být zmenšený přítlak elektrody přichycené k dolnímu obinadlu umístěnému na spodní část trika. Na základě těchto skutečností se přistoupilo k návrhu finálního prototypu trička pro měření EKG s přímo našitými suchými zipy na tričku bez použití obinadel. Suché zipy byly zvoleny pro připnutí a odepnutí elektrod. Umístění suchých zipů se zvolilo v úrovni pravého a levého prsa blíže k oblasti příslušné podklíčkové krajiny a do oblasti mezi hrudníkem a kyčelní kostí na levé a pravé straně těla. Spojení PPy elektrod z bavlny a PANI vodičů z uhlíkového vlákna se nechalo stejné jako v případě prvního prototypu trička, jen s rozdílem nové elektrické izolace. Pro novou izolaci PANI vodičů byly vybrány tenké elektrikářské bužírky. Návrh finálního prototypu trička pro měření EKG, které je opticky rozděleno černou páskou tak, aby bylo názorně vidět uchycení elektrod a svedení vodičů uvnitř trička (pravá strana trika) a vzhled trička z venku (levá strana trika), je zobrazen na Obr. 96.



Obr. 96 Ukázka návrhu finálního prototypu trička pro měření EKG

Finální prototyp trička je zamýšlen jako vhodný návrh zlepšení původního prototypu trička určený pro další zkoumání této problematiky.

11 Závěr

Úkolem bakalářské práce bylo je vyrobit nekovové biopotenciálové elektrody včetně jejich svodů s využitím vodivých polymerů polyanilinu nebo polypyrrolu a připevnit je na tričko, aby bylo možné pomocí takového trička kontinuálně snímat EKG. Nejdříve bylo přistoupeno k výrobě a testování samotných elektrod. Pro výrobu elektrod byly zvoleny následující kombinace základního materiálu a vodivého polymeru. Jsou jimi bavlněná tkanina s naneseným polyanilinem, bavlněná tkanina pokrytá polypyrrolem a uhlíková tkanina s naneseným polyanilinem. Všechny tři druhy polymerových elektrod byly testovány a porovnávány z hlediska kvality snímaného a přenášeného EKG vůči klasickým Ag/AgCl elektrodám s naneseným elektrovodivým gelem. Bylo zvoleno několik testovacích měření EKG na hrudníku a na končetinách. Měření na daném místě (hrudník nebo končetiny) probíhalo zároveň Ag/AgCl elektrodami a vždy jedním druhem polymerových elektrod. Všechny tři druhy polymerových elektrod umožnily měření EKG jak z hrudníků, tak z končetin. Z hlediska cíle bakalářské práce byly nejdůležitější právě výsledky testovacího měření EKG na hrudníku. Nejlepšího výsledku z hlediska kvality a síly amplitudy naměřených průběhů EKG signálu dosáhly PPy elektrody z bavlny. Procentuální shoda naměřených průběhů EKG signálů Ag/AgCl elektrodami a PPy elektrodami z bavlny je rovna 95,15 %. Tato procentuální shoda byla určena na základě vypočteného korelačního koeficientu o velikosti 0,9515.

Po otestování elektrod bylo přistoupeno k výrobě a testování samotných vodičů. Jako možné varianty vodičů byly zvoleny lněná nit, monofilová nit, polyesterová nit a silonový vlasec všechny pokryté vodivým polyanilinem. Testování těchto PANI vodičů (o délce 60 cm) proběhlo na simulátoru EKG s následným porovnáním vůči klasickým (kovovým) vodičům. Bohužel ani jeden z těchto PANI vodičů nebyl schopen přenést EKG signál ze simulátoru EKG. Výsledky se nezlepšily ani při zkrácení délky PANI vodičů na jejich polovinu. Z těchto důvodů musel být změněn návrh polymerových vodičů a pro výrobu nových PANI vodičů byly zvoleny následující kombinace základního materiálu a polyanilinu, u kterých se předpokládalo zlepšení. Jsou jimi technická stuha pokrytá polyanilinem, uhlíkové vlákno pokryté polyanilinem a čisté uhlíkové vlákno bez nanesení vodivého polymeru. Všechny nově vytvořené vodiče byly testovány na simulátoru EKG (stejně jako v předešlém testování) a porovnávány z hlediska kvality přenášeného EKG vůči klasickým (kovovým) vodičům. PANI vodič z technické stuhu, PANI vodič z uhlíkového vlákna a vodič z čistého uhlíkového vlákna bez nanesení vodivého polymeru umožnily přenesení EKG ze simulátoru s vysokou kvalitou. Nejlepšího výsledku z hlediska kvality a síly amplitudy přenesených průběhů EKG signálu dosáhly PANI vodiče z uhlíkového vlákna. Procentuální shoda přenesených průběhů EKG signálů klasickými (kovovými) vodiči a PANI vodiči z uhlíkového vlákna byla velmi vysoká a rovnala se 99,90 %. Tato procentuální shoda byla určena na základě vypočteného korelačního koeficientu o velikosti 0,9990.

Na základě výsledků testování polymerových elektrod a polymerových vodičů bylo přistoupeno realizaci spojení polymerové elektrody a polymerového vodiče a jejich umístění na tričko. Nejlepších výsledků v rámci testování polymerových elektrod a vodičů dosáhly PPy elektrody z bavlny a PANI vodiče z uhlíkového vlákna, a proto byly vybrány jako nejvhodnější kombinace elektrody a vodiče pro následné snímání EKG pomocí trička. Spojení PPy elektrody z bavlny a PANI vodiče z uhlíkového vlákna bylo realizováno našitím uhlíkového vlákna k PPy elektrodě z bavlny (našitím mezi suchý zip a PPy elektrodu). Tímto způsobem spojení bylo docíleno dobrého kontaktu mezi PPy elektrodou z bavlny a PANI vodičem z uhlíkového vlákna. Po jejich otestování na hrudních pásech (popruhu) bylo přistoupeno k jejich umístění na tričko a provedení testovacího měření

jednosvodového EKG z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna v klidové poloze (vsedě) a v průběhu provádění zvolených cviků reprezentujících běžnou denní pohybovou aktivitu. Průběhy jednosvodového EKG naměřeného pomocí trička byly porovnávány z hlediska kvality snímaného a přenášeného EKG vůči průběhům jednosvodového EKG naměřeného nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými (kovovými) vodiči. Měření z trička a nalepovacími Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči probíhalo zároveň. Tričko s umístěnými PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna je schopné snímat vsedě (v klidové poloze) jednosvodové EKG s velmi vysokou kvalitou blížíící se kvalitě nalepovacích Ag/AgCl elektrod s klasickými vodiči. Důkazem je shoda průběhů jednosvodového EKG naměřených z trička PPy elektrodami z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna a nalepovacích Ag/AgCl elektrod s klasickými vodiči o velikosti 96,7 %. Procentuální shoda z hlediska kvality a síly amplitudy naměřených a přenesených průběhů EKG byla určena na základě vypočteného korelačního koeficientu o velikosti 0,9670. V průběhu provádění zvolených cviků reprezentujících běžnou denní pohybovou aktivitu se nepodařilo naměřit jednosvodové EKG s dostačující kvalitou kvůli pohybujiícímu se spojení polymerových vodičů a krokosvork přívodních vodičů měřící aparatury a uchycení polymerových elektrod k obinadlu našitému na tričku. Proto byl navržen finální prototyp trička, u kterého se očekává zlepšení výsledků při měření EKG v průběhu pohybu. Tento finální prototyp je popisován v kapitole s názvem Návrh finálního prototypu trička pro měření EKG. Finální prototyp trička je zamýšlen jako vhodný návrh zlepšení původního prototypu trička určený pro další zkoumání této problematiky.

Práce přispěla k tvorbě nových alternativních nekovových polymerových elektrod a vodičů. Měření EKG z trička bylo úspěšně otestováno v laboratoři. Výsledky měření EKG z trička vsedě (v klidové poloze) vyšly povzbudivě (shoda 96,7 %). Na druhou stranu výsledky měření EKG z trička v průběhu provádění zvolených cviků nevyšly podle očekávání. Vyskytovaly se velmi výrazné pohybové artefakty, které mohly být způsobeny technologickým upevněním polymerových elektrod na triku a spojením polymerových vodičů s přívodními vodiči měřící aparatury. Dalším možným směrem pro práci s polymery by bylo možné potenciální testování navrženého finálního prototypu trička na počítačové tomografii a magnetické rezonanci, vícesvodové realizace trička a zajištění odolnosti vůči pohybovým artefaktům konstrukční modifikací elektrod upevněných na triku (popřípadě modifikací upevnění elektrod na triku) a konstrukční modifikací spojení polymerových vodičů s přívodními vodiči měřící aparatury. Hlavní cíl práce je splněn, protože se podařilo realizovat měření EKG (vsedě) z trička pomocí PPy elektrod z bavlny s PANI vodiči z uhlíkového vlákna s velmi vysokou kvalitou blížíící se kvalitě nalepovacích Ag/AgCl elektrod s klasickými vodiči.

Použitá literatura

- [1] Mrázová J. *Classification of Bio-Signals into Groups*. International Conference “Trends in Biomedical Engineering” September 7 - 9, 2005, University of Zilina, s. 178-182.
- [2] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [3] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Burlington: Elsevier Academic Press, 2005, xiii, 668 s. ISBN 978-0-12-437552-9.
- [4] PENHAKER, Marek. *Zdravotnické elektrické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 340 s.
- [5] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 421 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [6] THEIS, Fabian J a Anke MEYER-BÄSE. *Biomedical signal analysis: contemporary methods and applications*. Cambridge, MA: MIT Press, 2010, xiii, 415 s. ISBN 978-0-262-01328-4.
- [7] DRONGELEN, Wim van. *Signal processing for neuroscientists: introduction to the analysis of physiological signals*. Burlington, Mass.: Academic Press, 2007, ix, 308 s. ISBN 978-0-12-370867-0.
- [8] BROOKER, Graham. *Introduction to biomechanics*. Raleigh, NC: SciTech Pub., 2012, xiii, 601 s. ISBN 9781891121272.
- [9] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2010, xix, 695 s. ISBN 978-0-471-67600-3.
- [10] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall, 2001, xv, 743 s. ISBN 0130104922.
- [11] MADIHALLY, Sundararajan V. *Principles of biomedical engineering*. Boston: Artech House, 2010, xv, 481 s. Artech House engineering in medicine & biology series. ISBN 978-1-60807-055-8
- [12] RATNER, B. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*. 3rd ed. Boston: Elsevier/Academic Press, 2013, liii, 1519 s. ISBN 978-0-12-374626-9.
- [13] FLANAGAN, Robert J, David PERRETT a Robin WHELPTON. *Electrochemical detection in HPLC: analysis of drugs and poisons*. Cambridge: RSC, 2005, xiii, 230 s. RSC chromatography monographs. ISBN 978-0-85404-532-7
- [14] SEAMUS HIGSON. *Analytical chemistry*. Repr. (with corr.). Oxford: Oxford University Press, 2004, 448 s. ISBN 978-0-19-850289-0
- [15] ZOSKI, Cynthia G (ed.). *Handbook of electrochemistry*. 1st ed. Amsterdam: Elsevier, 2007, xx, 892 s. ISBN 978-0-444-51958-0.
- [16] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2000, 3159 s. ISBN 0-8493-0461-X.
- [17] KRAMME, Rüdiger (ed.), Klaus-Peter HOFFMANN (ed.) a Robert S POZOS (ed.). *Springer handbook of medical technology*. Heidelberg: Springer, 2011, xlvi, 1500 s. ISBN 978-3-540-74657-7.
- [18] IPOLYCOND CONDUCTIVE POLYMERS a AIPLAS [CONTRIBUTORS]. *An introduction to conductive polymer composites*. London: Smithers Rapra, 2011, 162 s. ISBN 978-1-84735-588-1.
- [19] PROKEŠ, Jan, Jaroslav STEJSKAL a Mária OMASTOVÁ. POLYANILIN A POLYPYRROL - DVA PŘEDSTAVITELÉ VODIVÝCH POLYMERŮ. In: Chemické listy [online]. 2001 [cit. 2016-01-15]. Dostupné z: www.chemicke-listy.cz/docs/full/archiv/2001/08-PDF/484-492.pdf
- [20] GUIMARD, Nathalie K., Natalia GOMEZ a Christine E. SCHMIDT. Conducting polymers in biomedical engineering. *Progress in Polymer Science* [online]. 2007, **32**(8-9), 876-921 [cit. 2016-01-18]. DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2007.05.012. ISSN 00796700. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079670007000676>

- [21] STEJSKAL, Jaroslav, Miroslava TRCHOVÁ, Patrycja BOBER, Petr HUMPOLÍČEK, Věra KAŠPÁRKOVÁ, Irina SAPURINA, Mikhail A. SHISHOV a Martin VARGA. Conducting Polymers: Polyaniline. *Encyclopedia of Polymer Science and Technology* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc, 2002, s. 1-44 [cit. 2016-01-15]. DOI: 10.1002/0471440264.pst640. ISBN 9780471440260. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471440264.pst640>
- [22] ATEH, D.D, H.A NAVSARIA a P VADGAMA. Polypyrrole-based conducting polymers and interactions with biological tissues. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2006, **3**(11), s. 741-752 [cit. 2016-01-18]. DOI: 10.1098/rsif.2006.0141. ISSN 1742-5689. Dostupné z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsif.2006.0141>
- [23] SAVILLE, Paul. *Polypyrrole Formation and Use: Polypyrrole Formation and Use* [online]. DARTMOUTH (CANADA), 2005, 50 s. [cit. 2016-01-15]. Dostupné z: <http://www.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/a436284.pdf>. DEFENCE RESEARCH AND DEVELOPMENT ATLANTIC DARTMOUTH (CANADA).
- [24] ANSARI KHALKHALI, R. Electrochemical Synthesis and Characterization of Electroactive Conducting Polypyrrole Polymers. *Russian Journal of Electrochemistry* [online]. 2005, **41**(9), s. 950-955 [cit. 2016-01-15]. DOI: 10.1007/s11175-005-0162-4. ISSN 1023-1935. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11175-005-0162-4>
- [25] BELABED, Chemseddin, Gharib REKHILA, Merzak DOULACHE, Benaldelghani ZITOUNI a Mohamed TRARI. Photo-electrochemical characterization of polypyrrol: Application to visible light induced hydrogen production. *Solar Energy Materials and Solar Cells* [online]. 2013, **114**, s. 199-204 [cit. 2016-01-18]. DOI: 10.1016/j.solmat.2013.03.016. ISSN 09270248. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0927024813001293>
- [26] JÜRGEN PIONTECK & GEORGE WYPYCH, editors. *Handbook of antistatics*. Toronto: ChemTec Pub, 2007, 359 s. ISBN 978-1-895198-34-8.
- [27] ŠKODOVÁ, Jitka, Dušan KOPECKÝ, Martin VRŇATA, Martin VARGA, Jan PROKEŠ, Miroslav CIESLAR, Patrycja BOBER a Jaroslav STEJSKAL. Polypyrrole–silver composites prepared by the reduction of silver ions with polypyrrole nanotubes. *Polymer Chemistry* [online]. 2013, **4**(12), s. 3610-3616 [cit. 2016-01-15]. DOI: 10.1039/c3py00250k. ISSN 1759-9954. Dostupné z: <http://xlink.rsc.org/?DOI=c3py00250k>
- [28] PETHRICK, Richard A, TAWEECHAI AMORNSAKCHAI a Alastair M NORTH. *Introduction to molecular motion in polymers*. Dunbeath, Scotland: Whittles Publishing, 2011, 224 s. ISBN 978184995-008-4.

Rešeršní zdroje

- [29] LAM, Chee Leong, Nik Nur Zuliyana Mohd. RAJDI a Dedy H. B. WICAKSONO. MWCNT/Cotton-based flexible electrode for electrocardiography. In: *2013 IEEE SENSORS* [online]. IEEE, 2013, s. 1-4 [cit. 2015-09-25]. DOI: 10.1109/ICSENS.2013.6688179. ISBN 978-1-4673-4642-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6688179>
- [30] YAPICI, Murat Kaya, Tamador ALKHIDIR, Yarjan Abdul SAMAD a Kin LIAO. Graphene-clad textile electrodes for electrocardiogram monitoring. *Sensors and Actuators B: Chemical* [online]. 2015, **221**, 1469-1474 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1016/j.snb.2015.07.111. ISSN 09254005. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925400515301696>
- [31] SCALISI, R.G., M. PALEARI, A. FAVETTO, M. STOPPA, P. ARIANO, P. PANDOLFI a A. CHIOLERIO. Inkjet printed flexible electrodes for surface electromyography. *Organic Electronics* [online]. 2015, **18**, 89-94 [cit. 2015-11-01]. DOI: 10.1016/j.orgel.2014.12.017. ISSN 15661199. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1566119914005655>
- [32] Catarino, A., Carvalho, H. ; Dias, M.J. ; Pereira, T. ; Postolache, O. ; Girão, P.S., " Continuous health monitoring using E-textile integrated biosensors," *Electrical and Power Engineering (EPE), 2012 International Conference and Exposition on*, vol., no., pp.605 – 609, 25-27 Oct. 2012. [cit. 2015-09-25]. DOI: 10.1109/ICEPE.2012.6463867. ISBN 978-1-4673-1173-1. Dostupné z <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=6463867>
- [33] CHEN, Y. H., M. OP DE BEECK, L. VANDERHEYDEN, V. MIHAJLOVIC, B. GRUNDLEHNER a C. VAN HOOFF. Comb-shaped polymer-based Dry electrodes for EEG/ECG measurements with high user comfort. In: *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2013, s. 551-554 [cit. 2015-9-26]. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609559. ISBN 978-1-4577-0216-7. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6609559>
- [34] POLA, Taina a Jukka VANHALA. Textile Electrodes in ECG Measurement. In: *2007 3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information* [online]. IEEE, 2007, s. 635-639 [cit. 2015-09-26]. DOI: 10.1109/ISSNIP.2007.4496917. ISBN 978-1-4244-1501-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4496917>
- [35] TRINDADE, Isabel G., Frederico MARTINS a Patricia BAPTISTA. High electrical conductance poly(3,4-ethylenedioxythiophene) coatings on textile for electrocardiogram monitoring. *Synthetic Metals* [online]. 2015, **210**, 179-185 [cit. 2015-12-15]. DOI: 10.1016/j.synthmet.2015.09.024. ISSN 03796779. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0379677915301016>