

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

Katedra technologií a měření

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Textilní elektrody pro monitorování životních funkcí

**vedoucí práce: Ing. Radek Soukup, Ph.D.
autor: Bc. Vladimír Vacek**

Plzeň 2014

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta elektrotechnická

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Vladimír VACEK**
Osobní číslo: **E12N0042P**
Studijní program: **N2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**
Název tématu: **Textilní elektrody pro monitorování životních funkcí**
Zadávací katedra: **Katedra technologií a měření**

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

1. Popište problematiku textilních elektrod (textrod).
2. Proveďte rešerši současně dostupných řešení textilních elektrod a zhodnoťte je z hlediska komfortu používání, dlouhodobé spolehlivosti a odolnosti při praní.
3. Diskutujte kvalitu naměřeného EKG signálu u konvenčních a textilních elektrod.
4. Navrhněte systém textilních elektrod vhodných pro měření EKG a srdečního tepu.
5. Zhodnoťte navržené řešení.

Rozsah grafických prací: podle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 30 - 40 stran

Forma zpracování diplomové práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. Mattila, H., R., Intelligent Textiles and clothing, CRC Press, 2006.
ISBN-13: 978-0849390999
2. M. Catrysse, R. Puers, C. Hertleer, L. Van Langenhove, H. Van Egmond,
M. Catrysse, R. Puers, C. Hertleer, L. Van Langenhove, H. Van Egmond,
D. Matthys, Towards the integration of textile sensors in a wireless
monitoring suit, Sens. Actuators A 114 (2004) 3027311.
3. MyHeart, 2005, <http://www.hitech-projects.com/euprojects/myheart/>.
4. Sensatex, 2005, <http://www.sensatex.com>.
5. Verhaert, 2005, <http://www.verhaert.com>.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Radek Soukup, Ph.D.
Katedra technologií a měření

Datum zadání diplomové práce: 14. října 2013
Termín odevzdání diplomové práce: 12. května 2014


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




Doc. Ing. Vlastimil Štečtil, CSc.
vedoucí katedry

V Plzni dne 14. října 2013

Anotace

Tato diplomová práce je zaměřena na měření EKG signálu za pomoci navržených textilních elektrod. Teoretická část popisuje textilní elektrody v rámci chytrých textilií, způsoby jejich výroby, obsahuje fakta o elektrické aktivitě srdce a jejím snímání. Praktická část práce popisuje postup měření a rozbor získaných průběhů elektrokardiogramu.

Klíčová slova

Elektrody, textilní elektrody, EKG, elektrokardiogram, chytré textilie, monitorování životních funkcí.

Title

Textile Electrodes for Vital Function Monitoring

Abstract

This diploma thesis is focused on measurement of ECG signal with help of the proposed textile electrodes. Theoretical part describes textile electrodes through smart textiles, methods of their production, contains facts about electrical activity of heart and its sensing. Practical part of this work describes measurement steps and evaluation of obtained electrocardiogram waveforms.

Key words

Electrodes, textile electrodes, ECG, electrocardiogram, smart textiles, vital signs monitoring.

Prohlášení

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

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

.....

podpis

V Plzni dne 12.5.2014

Vladimír Vacek

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval vedoucímu práce Ing. Radku Soukupovi, Ph.D. za věcné a užitečné rady v průběhu vypracování celé práce. Dále kolegům z Katedry technologií a měření, kteří se podíleli na návrhu měřicího systému. V neposlední řadě děkuji své rodině za psychickou a finanční podporu během celého studia.

Obsah

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	10
ÚVOD.....	11
1 CHYTRÉ TEXTILIE	12
1.1 TEXTILNÍ ELEKTRODY	12
1.1.1 Kontakt kůže-elektroda	13
1.1.2 Polarizace elektrod	14
1.1.3 Impedance elektrod.....	14
1.2 ZPŮSOBY VÝROBY VLÁKEN A TEXTILIÍ	14
1.2.1 Výroba tkaniny.....	15
1.2.2 Výroba vodivé tkaniny	15
1.3 ELEKTRICKÉ OBVODY V TEXTILNÍCH STRUKTURÁCH.....	16
1.3.1 Vyšívání.....	16
1.3.2 Tkaní a pletení	17
2 SOUČASNÁ ŘEŠENÍ TEXTILNÍCH ELEKTROD.....	19
2.1 TEXTILNÍ ELEKTRODA – PATENT WO 2012/140522 A2.....	19
2.2 TEXTILNÍ ELEKTRODA – PATENT WO 2009/013704 A2.....	22
2.3 TEXTILNÍ ELEKTRODA – PATENT EP 2 671 506 A1.....	24
3 EKG.....	26
3.1 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE.....	26
3.2 MĚŘENÍ EKG	27
3.2.1 Standartní 12-ti svodové měření EKG.....	28
3.2.2 Umístění hrudních svodů	28
3.3 ELEKTRICKÁ OSA SRDEČNÍ	29
3.4 ČÁSTI EKG KŘIVKY	30
3.4.1 Vlna P	31
3.4.2 QRS komplex.....	31
3.4.3 Vlna T.....	31
4 NÁVRH SYSTÉMU PRO MĚŘENÍ EKG.....	32
4.1 ELEKTRODY.....	32
4.1.1 Materiál SilveR.Stat®	32
4.1.2 Materiál ELITEX®	33
4.1.3 Tvar elektrod.....	33
4.1.4 Umístění a počet elektrod	36
4.2 MĚŘICÍ SYSTÉM	37
4.2.1 Medlab EG05000.....	38
4.2.2 Raspberry Pi	38

5 PRAKTICKÉ MĚŘENÍ EKG	40
5.1 MĚŘENÍ ELEKTRODAMI Z MATERIÁLU ELITEX®	42
5.2 MĚŘENÍ ELEKTRODAMI Z MATERIÁLU SILVER.STAT®	46
5.3 MĚŘENÍ AG/AGCL ELEKTRODAMI.....	51
5.4 POROVNÁNÍ NAMĚŘENÝCH VÝSLEDKŮ	55
6 ZÁVĚR.....	59
SEZNAM LITERATURY.....	60
SEZNAM PŘÍLOH.....	62

Seznam symbolů a zkratk

<i>EKG</i>	elektrokardiografie
<i>BIS</i>	Bioimpedanční spektroskopie
<i>DPS</i>	desky plošných spojů
<i>EMG</i>	elektromyografie
<i>EEG</i>	elektroencefalogram
<i>R, L, F</i>	označení končetin
<i>VR, VL, VF</i>	Wilsonovy svody
<i>aVR, aVL, aVF</i>	augmentované Goldbergerovy svody
<i>VI - V6</i>	hrudní svody
<i>EOS</i>	elektrická osa srdeční
<i>QRS komplex</i>	stah svaloviny srdce
<i>P, QRS, T, U</i>	části elektrokardiogramu
<i>I, II, III, CI</i>	označení svodů
<i>Ag</i>	stříbro
<i>AgCl</i>	chlorid stříbrný
<i>RMS</i>	efektivní hodnota
<i>LED</i>	Light Emitting Diode
<i>SDRAM</i>	operační paměť
<i>U [V]</i>	napětí
<i>E [V]</i>	elektrický potenciál
<i>R [J·K⁻¹·mol⁻¹]</i>	molární plynová konstanta
<i>T [K, °C]</i>	teplota
<i>F [C·mol⁻¹]</i>	Faradayova konstanta
<i>d [m]</i>	vzdálenost
<i>C [F]</i>	kapacita
<i>f [Hz]</i>	frekvence
<i>T [tex]</i>	jemnost vláken
<i>t [s]</i>	čas
<i>G [S]</i>	elektrická vodivost
<i>R [Ω]</i>	elektrický odpor
<i>P [W]</i>	elektrický výkon
<i>I [A]</i>	elektrický proud
<i>Z [Ω]</i>	impedance

Úvod

Předkládaná diplomová práce se zabývá textilními elektrodami pro monitorování životních funkcí. Textilní elektrody jsou v dnešní době stále ve stádiu vývoje. Přestože jsou s nimi již vyráběny a používány jednodušší systémy, stále se jedná o novinku, mezi laickou veřejností téměř neznámou. Použití elektrod z textilních materiálů přináší výhody zejména při dlouhodobém monitorování EKG a srdeční frekvence, neboť zajišťují vyšší komfort pro uživatele a minimalizují zdravotní komplikace, jako jsou alergické reakce či podráždění kůže.

Práce je rozdělena do několika systematických částí. První část pojednává o textilních elektrodách v rámci chytrých textilií, o způsobech výroby vláken a jejich následného zformování. Druhou částí práce je rešerše, vycházející z publikovaných patentů, pojednávající o současných řešeních textilních elektrod. Třetí část práce se věnuje elektrokardiografii. Popisuje elektrickou aktivitu srdce, jako zdroje elektrických bio potenciálů, jejich měření a popis očekávaného průběhu elektrokardiogramu. Čtvrtá část představuje začátek praktické části této diplomové práce. Zahrnuje vlastní návrh systému pro měření srdeční aktivity, obsahuje popis zařízení a materiálů, použitých v dalším bodě práce. Pátá část pojednává o samotném způsobu měření za použití navržených materiálů a pomůcek. Obsahuje grafy naměřených průběhů jednotlivými prostředky a jejich výsledné vzájemné porovnání a zhodnocení.

1 Chytré textilie

Smart textiles, neboli chytré textilie jsou poměrně novým pojmem, neboť jejich výzkum probíhá teprve několik let. Průmyslové odvětví se již několik let snaží o zlepšení vlastností textilu, přičemž na základě různých výzkumů byla vynalezena nová chemická vlákna. Připojením membrán k látkovým substrátům se staly tkaniny vzdušné a zároveň voděodolné. Tří dimenzionální technika tkání pomohla otevřít cestu k novému technickému textilnímu vývoji. Nositelné technologie, které jsou založeny na elektronice, umožnily přidat mnohé funkce oděvům pomocí spojení různých druhů elektronických zařízení, které je možno implementovat přímo do textilie.

Chytré textilie bezesporu patří mezi inteligentní systémy. Inteligentní systém se běžně sestává ze tří základních částí. Sensor, procesor a nějaký akční člen. Příkladem takového použití je například monitorování teploty těla pomocí senzorů, které přenáší údaje do procesoru, který na základě obdržených dat vypočte optimální řešení a vyšle signál akčnímu členu, který má za úkol regulaci teploty. K tomu všemu je třeba již zmíněných tří základních částí. Sensor může být vsítý přímo do povrchu trička pomocí vodivých vláken, jejich signál bezdrátově přenášen mezi procesorem, senzory s akčními členy, kterými mohou být miniaturní klapky, které se otevrou nebo zavřou kvůli zvýšení či snížení ventilace vzduchu. [1]

Ovšem mezi chytré textilie se bezesporu řadí i samotné textilní elektrody, kterým je věnována téměř veškerá pozornost na následujících stránkách.

1.1 Textilní elektrody

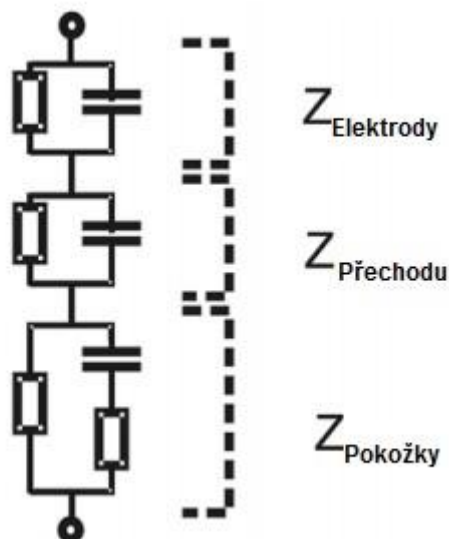
Znalosti o fyziologii lidského těla jsou velmi užitečné pro mnoho lékařských účelů. Pro mnoho takovýchto účelů je možné použití elektrod ke sledování určitých jevů. Přístroje pro monitorování zdravotního stavu pacientů nejčastěji používají klasické standartní elektrody pro snímání nejrůznějších veličin. Ovšem většina těchto zařízení nejsou přenosná, a když ano, tak jsou pro pacienta často nepohodlná, omezující a nejsou určena pro dlouhodobé monitorování. Při dlouhodobém kontaktu elektrody s pokožkou může docházet k podráždění kůže, či alergickým reakcím. Textilní elektrody pomáhají vyhnout se těmto komplikacím. Jednou z důležitých vlastností, je dostatečný kontakt elektrody s pokožkou. Dnešní komerční elektrody se skládají z kovové snímací části, která je ve styku s pokožkou prostřednictvím vodivého gelu. Takové elektrody mají s kůží velmi dobrý kontakt a umožňují stabilní měření, ovšem jak již bylo řečeno, není vhodné jejich dlouhodobé použití. Pro mnohá použití, jako je

měření EKG, či bioimpedanční spektroskopie (BIS), je kontakt elektrody s pokožkou důležitý. [2]

Při tlukotu srdce nebo při svalovém kontraktu dochází ke generování malých biopotenciálů (běžně od několika μV až k mV) a jejich šíření lidským tělem. Jak tyto potenciály společně s místem a časem kolísají, lze získat informace o vzniku signálu ze srdečních či svalových kontrakcí. V lékařských vyšetřovacích metodách, jako je EKG, se rozmístí na tělo snímací elektrody. Elektroda se obvykle sestává z vodivého materiálu, který vede signál z vnitřních vrstev kůže, a límce elektrody, který zajišťuje styk s pokožkou. Protože elektrické signály pocházející z lidského těla jsou velmi malé, je důležité, aby elektroda nevyvolávala žádné rušení na zaznamenávaném signálu. V teorii elektrod je proto používána impedance a polarizační potenciál pro hodnocení výkonnosti elektrody [3].

1.1.1 Kontakt kůže-elektroda

Elektrody představují rozhraní mezi elektrickým proudem monitorovacího zařízení a iontovým proudem v lidském těle. Například při měření BIS je pomocí dvou elektrod do těla dodáván malý proud a za pomoci dalších dvou elektrod je snímáno výsledné napětí. Měřením výsledného proudu a napětí je možné vypočítat impedanci lidského těla. Zjednodušený model rozhraní kůže-elektroda je zobrazen na obrázku 1.1.



Obr. 1.1 Zjednodušený model rozhraní kůže-elektroda. Převzato z [2]

Impedance, která se objevuje mezi kůží a elektrodou může být popsána třemi impedancemi zapojenými do série. Textilní elektrody mají ve srovnání s klasickými velké kapacitní vlastnosti na rozhraní díky absenci vodivého gelu. Vysoká impedance rozhraní

($Z_{\text{přechodu}}$) ovlivňuje běžný režim napětí v měřicím systému, což může mít za následek přídavné chyby měření. [2]

1.1.2 Polarizace elektrod

Vnější vrstva kůže je špatný vodič. Jak již bylo řečeno, mezi kontakt kůže – elektroda může být přidán vodící gel, který zlepší kontakt mezi dvěma povrchy. Gel a elektroda vytvoří galvanický člunek, který vyvolává malé potenciály a nazývá se Nernstův potenciál (E), který je popsán mezi dvěma elektrodami pomocí následující rovnice.

$$E = E_1^0 - E_2^0 - \frac{RT}{nF} \ln \left(\frac{a_1}{a_2} \right) \quad (1.1)$$

Kde E_i^0 je elektrický potenciál materiálu v porovnání se standardní vodíkovou elektrodou, R je molární plynová konstanta, T je termodynamická teplota, n je počet valenčních elektronů v kovu, F je Faradayova konstanta a a_i je chemická iontová aktivita.

Když by byla použita stejná vodivá pasta i elektroda, E by mělo být rovno nule, ale vzhledem k tomu, že povrch elektrody vždy určitou mírou reaguje s okolním vzduchem a elektrolytem, objevuje se zde rozdíl potenciálů. K minimalizaci obou elektrických potenciálů E , zejména z hlediska jejich změny v průběhu času, jsou používány stabilní elektrodové materiály. [3]

1.1.3 Impedance elektrod

Když elektrodou prochází proud z lidského těla, iontový proud vyvolává různé potenciály v kůži s negativním fázovým úhlem. Tento fázový posun je závislý na nabitě vrstvě mezi elektrodou a vodivým gelem. To může být představováno jako dvě různě nabitě plochy, které jsou od sebe vzdáleny vzdáleností d . I když d je molekulární vzdálenost, kapacita je obvykle velmi vysoká. Přibližný model kapacity C lze vyjádřit následujícím vztahem.

$$C = Kf^{-\alpha} \quad (1.2)$$

Kde K je konstanta popisující propojení mezi elektrodou a vodivým gelem, f je frekvence a α je konstanta popisující úbytek kapacity v závislosti na zvyšování frekvence. Běžně se předpokládá, že $\alpha = 0.5$, pak je hodnota odporu a reaktance přibližně stejná. Takováto impedance se nazývá Warburgova impedance. [3]

1.2 Způsoby výroby vláken a textilií

Aby se z materiálu stala textilní elektroda, zjednodušeně lze říct, že je k tomu zapotřebí čtyř kroků výrobního procesu.

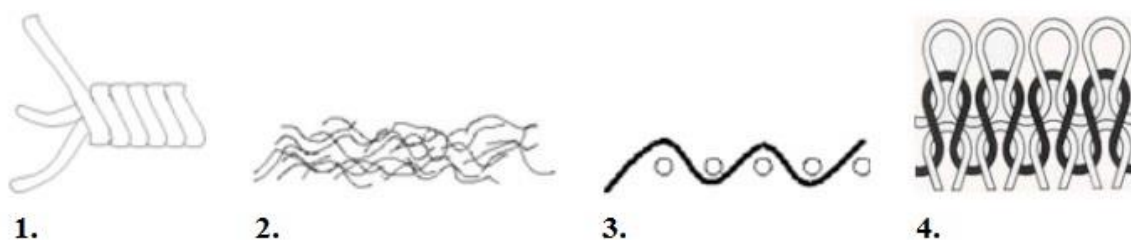
Prvním krokem je samozřejmě volba materiálu, který bude pro výrobu textrod použit. Druhým krokem je přeměna materiálu ve vlákno. Třetí krok spočívá ve způsobu, jakým je

z vlákna vyrobená elektroda. Mezi takovéto způsoby se řadí například pletení, vyšívání či tkaní. Čtvrtým krokem jsou poslední specifické konečné úpravy elektrody.

1.2.1 Výroba tkaniny

V historii byla vlákna vyráběna z jediných materiálů, kterými byly bavlna a vlna. Ovšem rozdílné materiály mají rozdílné výhody, jako je jejich pevnost, absorpce vlhkosti nebo odolnost proti chemikáliím. Mícháním různých materiálů lze dosáhnout tkanin s nejrůznějšími vlastnostmi pro určitá použití.

Příze se může skládat ze střížových vláken, což jsou vlákna o konečné délce (bavlna nebo vlna), nebo z filamentů, což jsou vlákna o nekonečné délce (hedvábí). V závislosti na průměru vlákna, materiálu a jeho aplikaci mohou být vlákna svázána a následně tkána do hladké příze. Filamenty mohou být stříhány na staplovou délku. Střížová vlákna mohou být stočena dohromady v jedno, které je možno rovnou využít, nebo je stočit v další vlákna, čímž vznikne silnější příze. Točené vlákno je mnohem chlupatější než příze vyrobené z filamentů. Na obrázku 1.2 jsou zobrazeny způsoby výroby tkanin. [3]



Obr. 1.2 Příklady způsobů výroby tkanin. 1. Točené vlákno se třemi svazky; 2. Střížová vlákna; 3. Tkaná textilie, skládající se z osnovních vláken s útkem splétaným nad a pod osnovními vlákny; 4. Pletená textilie. Převzato z [3]

Takto upravená příze může být použita v pleteném nebo tkaném materiálu. Materiál zhotovený pletením se skládá z propojených smyček, které dělají výslednou tkaninu elastickou a pružnou. Oproti tomu tkaný materiál, který je tvořen osnovními vlákny splétanými do kolmého vzoru, není elastický a drží si svůj stálý tvar.

Existují i další způsoby výroby materiálů pomocí pletením a tkaním, ale tyto dva jsou bezesporu nejpoužívanějšími. Mohou být například potahované, aby se u nich dosáhlo voděodolnosti, nebo ošetřené tak, aby se na nich nedělaly žádné záhyby. [3]

1.2.2 Výroba vodivé tkaniny

Vodivá vlákna jsou vyráběna a požívána již mnoho let, původně totiž sloužily pro výrobu antistatických ochranných obleků. Dnes jsou tyto vlákna používána v mnohých aplikacích,

jako je na příklad přenos elektrických signálů. Vodivé textilní materiály v mnohých aplikacích zastupují kovy, protože speciální vlastnosti vodivých textilií jsou upřednostňovány před kovovými vodiči.

Aby vlákno bylo klasifikováno jako vodivé, je potřeba, aby jeden nebo více komponentů ve vláknu byly vodivé. Může být různého složení. Buď je celé zhotoveno z kovových vláken, filamentů, nebo mohou být pokryta vodivou vrstvou.

- 100% kovová vlákna se používají ve formě filamentů nebo mohou být střižena na určité délky. Takováto kovová vlákna jsou vyrobena z dostupných kovů, jakými jsou slitiny železa, niklu a jeho slitiny, oceli, titanu, hliníku nebo mědi. Kovová vlákna mají průměr pohybující se v rozmezí od 1 μm do 100 μm a jsou vyráběna různými způsoby, jako je bundle-drawing, či stretch casting proces.
- Další metodou je pokrývání vodivým povlakem nebo pokovení pomocí tenké vodivé vrstvy na nevodivých vláknech. Vlákna pokryta vodivou vrstvou jsou vyráběna různými způsoby, jako je nanášení pomocí odpařování, rozprašování, plněním nebo karbonizováním. Výsledná vlákna se vyznačují vysokou vodivostí, avšak trpí adhezí a odolností vůči korozním problémům. [3]

1.3 Elektrické obvody v textilních strukturách

Běžné tištěné desky plošných spojů (DPS) jsou více vrstvé struktury, které mají vodivé cesty vytištěné na nevodivých substrátech. DPS jsou vyráběny z plátů mědi a organických vrstvených materiálů, jako jsou epoxidové či fenolové pryskyřice. Propojené vzory jsou na měděných deskách zalaminované za pomoci fotolitografie nebo elektronové litografie. Tyto konvenční tištěné obvody nejsou příliš flexibilní, pouze do určité meze. V mnohých aplikacích jako je mobilní elektronika a laptopy, je žádoucí používat desky plošných spojů takové, které jsou snadno ohýbatelné. V zájmu vytvoření flexibilních DPS, bylo tištění vodivých cest přeneseno na polymerové substráty v podobě tenkých filmů. Obvody na bázi tkanin nabízejí mnohé výhody ve formě větší flexibility v ohybu i smyku, odolnost proti roztržení, stejně jako větší odolnost proti únavě materiálu při opakované deformaci.

Mezi výrobní procesy obvodů na textilní bázi patří vyšívání vodivých vláken na textilní substance, tkaní a pletení vodivých vláken společně s nevodivými, tisk, nanášení nebo chemické vzorování vodivých prvků na textilní substráty. [1]

1.3.1 Vyšívání

Vyšívání je tradiční způsob používaný v textilním odvětví, ve kterém se vytvořené vzory z určitého materiálu všívají na vhodný substrát. Obvody mohou být všity jak manuálně, tak

i počítačem řízenými stroji. Vodivá vlákna se vyšívají na tkaniny vyrobené z izolačních materiálů, které mohou být tkané, netkané nebo pletené. Jednou z výhod tohoto procesu je, že vodivá vlákna mohou být všita v jakýchkoliv tvarech bez ohledu na strukturu použité textilie. Navíc není potřeba velkých příprav při strojovém vyšívání vodivých cest. Oproti tomu, u formování vodivých cest tkaním musí být vodivá vlákna umístěna na odpovídající pozici, aby se tak nenarušila struktura textilie po začátku formování vodivých cest. U šití vodivých cest na textilní substrát se vlákna setkávají s nejrůznějšími úrovněmi namáhání a tření, proto je potřeba, aby použitá vlákna měla relativně vysokou pevnost a flexibilitu kvůli namáhání ohybem, stříhem a k překonání klikatých cest, které musí projít, aby byl zajištěn pevný steh. [1]

Numericky kontrolované šicí stroje jsou používány hlavně pro vyšívání vodivých vláken na textilní materiál. Různé elementy obvodů, které byly všity na tkanou textili, obsahují destičky pro připojení přístrojů do všitého obvodu, vodivé cesty propojující nejrůznější zařízení na textilní bázi, multi čipové moduly a prvky s hmatovými senzory. Například byla vyvinuta vyšívací metoda pro zformování ohebné textilní klávesnice, tlakových senzorů, vysílacích a přijímacích systémů a hudební bundy, která má všitou klávesnici pro ovládání.

Jednou z hlavních nevýhod vyšívání z pohledu formování elektrických obvodů je, že není možné formovat více vrstvé obvody, které by obsahovaly vodivá vlákna, která by šla napříč různými vrstvami tak, jak je to možné u tkaných obvodů. Navíc, již zmíněné namáhání vláken, může vést k jejich zničení. Nespojivosti v běžně šitých látkách nemusí být problém, ovšem nespojivosti v šitých obvodech jsou nežádoucí. Různé spoje pro opravení takovýchto problémů s sebou přinášejí nežádoucí přídavnou impedanci. S problémem ničením vodivých vláken se můžeme setkat i u jiných metod, jako je pletení či tkaní, ovšem v porovnání s vyšíváním se tento problém vyskytuje méně často. [1]

1.3.2 Tkaní a pletení

Vodivá vlákna mohou být vetkána do textilie podél nevodivých vláken tak, aby vytvořily požadovaný elektrický obvod. Při tkacím procesu jsou dvě sady ortogonálních vláken (osnovní a výplňové) prokládány vzájemně jeden druhým. Osnovní vlákna ležící v podélném směru tkaniny jsou rozdělena do dvou vrstev tak, aby vytvořila ortogonálně prokládanou cestu pro další sadu vláken, která se nazývají útek. Tkaní elektrických obvodů může být provedeno na běžných tkacích strojích, pouze s účinnými odpovídajícími úpravami, které jsou potřeba pro tkaní pomocí vodivých vláken. Vysoký stupeň kontroly lze dosáhnout za pomoci použití žakárového systému, který umožňuje individuální adresování jednotlivých

osnovních nití v takovém pořadí, aby bylo dosaženo požadovaného prokládání vláken co nejpřesněji. Takto lze zformovat požadovaný elektrický obvod a předat ho dále na žakárový tkací stroj. To umožňuje vytvořit komplikované vzory na textiliích v automatizované výrobě. Jedno z omezení u tkaní elektrických obvodů je, že použitá vodivá vlákna musí být na předurčených místech v osnovním směru během formování osnovního valu a během nastavování stroje. [1]

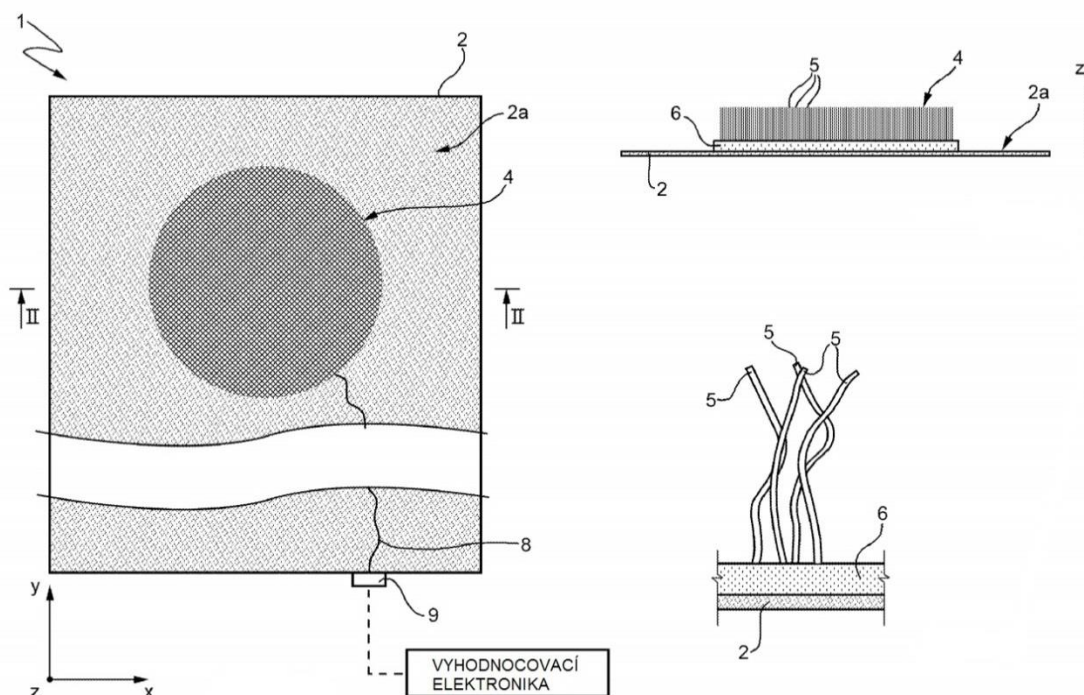
Pomocí pletení byly vytvořeny pružné roztahovací senzory, které měří napětí pomocí změn odporu v pletených vodivých páscích. I když celé obvody, nebo multi čipové moduly nejsou z pletených materiálů vyráběny, vývoj vodivých pletených textilií může poskytnout náhled do proveditelnosti a použití pletacích procesů pro vývoj elektrických obvodů. V běžném použití pletacích strojů, jako je flatbed (sklápěcí pletací stroj), vodivá vlákna mohou být vplétána do textilie jen v jednom směru, tj. v hlavním nebo kolmém. Proto lze sestavit přenosové cesty vytvořené pletením, jen když jsou proložené nevodivými vlákny. Pletené materiály jsou obvykle pružné, u vodivých cest se předpokládá, že budou vykazovat variabilní impedanci kvůli otevírání a uzavírání vodivé smyčky. V zájmu udržení rovného vodivého elementu v pletené struktuře lze vložit vodivé vlákno v přímém směru tak, že bude vloženo mezi dvěma kurzy vytvořenými z nevodivých vláken. [1]

2 Současná řešení textilních elektrod

Textilní elektrody jsou vyvíjeny hlavně kvůli překonání nedostatků konvenčních elektrod. Jak již bylo řečeno, jedná se zejména o hledisko dlouhodobého monitorování, aniž by docházelo k negativním kožním reakcím ze strany pozorovaného subjektu. [4]

V mnoha oborech, jako je lékařství, či sport je třeba detekovat a získávat bioelektrické signály z povrchu kůže. Tyto signály mohou obsahovat povrchové signály elektromyogramu (EMG), zastupující elektrickou aktivitu při svalových kontrakcích, elektrokardiogramu (EKG), reprezentující elektrickou aktivitu spojenou s myokardiálními kontrakcemi v průběhu srdečního cyklu, nebo elektroencefalogram (EEG) spojený s extracelulárními proudy generovanými kortikálními neuronovými aktivitami. [5]

2.1 Textilní elektroda – patent WO 2012/140522 A2



Obr. 2.1 Textilní elektroda – patent WO 2012/140522 A2. Převzato z [5]

Na obrázku 2.1 je zobrazena textilní elektroda (1) pro detekci elektrofyziologických signálů z kůže monitorovaného subjektu. Skládá se ze substrátu (2) navrženého k umístění na kůži, z alespoň jedné detekční elektrody (4) umístěné na substrátu, alespoň z jednoho vodivého elementu (8), který je nesen substrátem (2) a je elektricky spojen s detekční elektrodou (4). Detekční část elektrody je obsažena velkým počtem textilních vláken (5), vodivých a volitelně ze super-absorpčních materiálů (například polymery s vysokou hygroskopickou schopností – možnost absorpce tekutiny mají stokrát větší, než je

jejich hmotnost) uspořádaných v kolmém směru na svrchní část (2a) substrátu (2), které jsou ve vzájemném kontaktu, k zajištění jednotného elektrického kontaktu přes celou detekční elektrodu. Detekční elektroda (4) je získána pomocí flokovací techniky. Preferovaný materiál pro substrát takovéto elektrody je elastický textil, jako je bavlna či Lycra. Detekční elektroda vyrobená za pomoci flokovací techniky obsahuje mnoho malých vláken (floků), která jsou uspořádána obecně v kolmém směru na substrát. Floky, které obsahuje detekční elektroda, jsou směsicí vodivých a nevodivých vláken, jako jsou polyamidová či akrylová vlákna potažená kovem (stříbro, zlato apod.). Díky flokovacímu procesu jsou vlákna (5) detekční elektrody vzájemně propletena, tedy jsou v těsném kontaktu, což zajišťuje v podstatě jednotnou elektrickou vodivost po celé ploše detekční elektrody. Délka jednotlivých floků jsou v rozmezí 0,5 – 2 mm a jejich jemnost se pohybuje v rozmezí 1 – 20 dtex. Lepicí vrstva (6) je formovaná materiálem, který je odolný proti praní a je vložena mezi floky a substrát. Jejím hlavním úkolem je upevnění a ukotvení vláken na substrát, v detailu to znamená, že spodní konce vláken jsou začleněny do vrstvy lepidla, aby nedošlo k jejich uvolnění.

Elektroda obsahuje vodivý drátek (8), který může být například pouze holý kov, jako je měď nebo ocel, přírodní nebo umělá textilní vlákna, jako je nylon či bavlna, potažená vodivým materiálem (měď, stříbro), nebo může obsahovat vodivé polymery, mechanicky a elektricky připojené k detekční elektrodě. Je preferováno, aby byl vodivý drát protkaný v substrátu elektrody pomocí různých technik, jako je šití, vyšívání nebo tkaní tak, aby byla zachována elasticita substrátu. Vodivý drát vyúsťuje do elektrického konektoru (9), který je uzpůsoben tak, aby bylo možné připojit vyhodnocovací elektroniku (10) a zpracovat bioelektrické signály zjištěných pomocí textilní elektrody. Vodivý drátek může být opláštěný izolačním materiálem, který se odstraní na jednom či více kotevních místech na konci drátku tak, aby bylo možné jej připojit k detekční elektrodě pomocí vodivého lepidla či šitím.

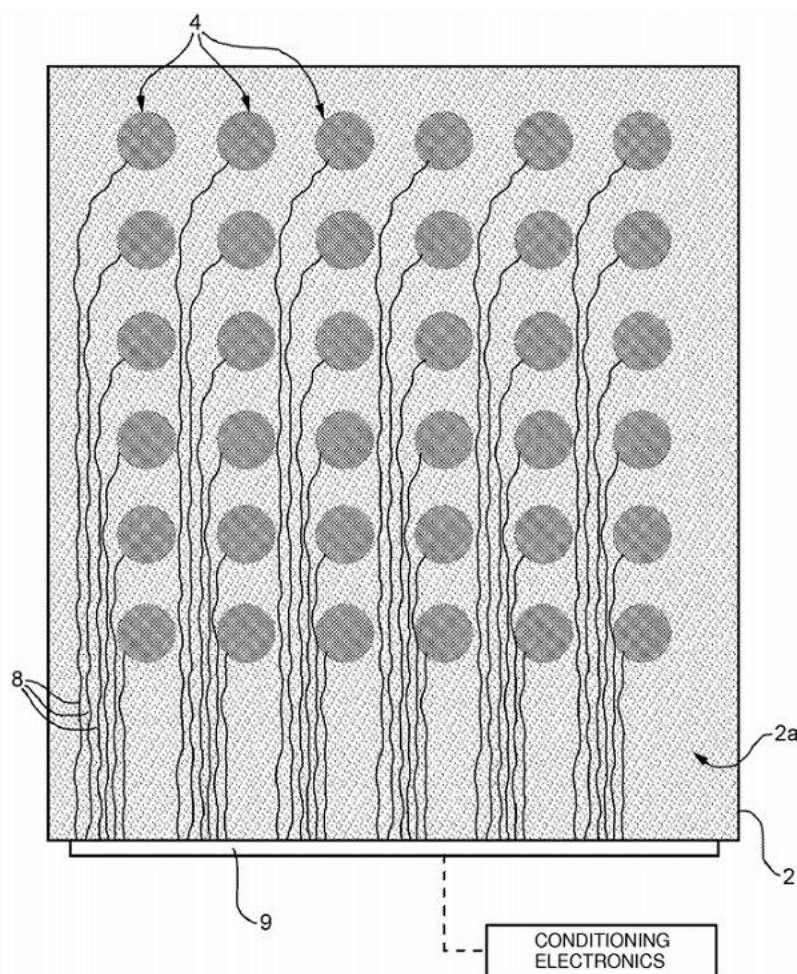
Konektor nemusí být přímo prvkem substrátu, ale může být jeho externí součástí, která je zapouzdřena na substrátu elektrody s volným přístupem k připojení potřebné elektroniky.

Bylo ověřeno, že po správném umístění textilní elektrody na kůži subjektu je možné získat elektrické bio potenciály z kůže s výborným kontaktem mezi kůží a elektrodou, zajištěné díky speciálnímu uspořádání vláken detekční elektrody, kterého bylo dosaženo pomocí flokovací techniky. Použití detekční elektrody vyrobené flokovací technikou v oblasti detekování elektrofyzilogických signálů z kůže pacienta, nabízí množství technických výhod, které běžné elektrody na bázi stříbra či chloridu stříbrného nenabízejí.

Těmito výhodami jsou:

- Zvětšení kontaktní plochy mezi elektrodou a kůží, s následným snížením impedance a zkreslení signálu.
- Optimální přizpůsobení nepravidelnému povrchu kůže.
- Překonání překážky v podobě chloupků na kůži, které běžným elektrodám způsobují potíže a musí být odstraňovány.
- Větší komfort používání, kterého je dosaženo flokovací technikou, díky které má výsledná elektroda „sametový“ povrch.

Výhodou použití super-absorpčních materiálů v detekční části elektrody tkví v tom, že udržují kontakt s kůží vlhký a zajišťují optimální kontakt mezi elektrodou a kůží v průběhu používání, aby se zabránilo vypařování vody použité k redukci impedance na přechodu kůže a elektrody. Protože jsou elektrody v bezprostředním kontaktu s pokožkou, jsou vyrobeny z kvalitních materiálů, které nedráždí pokožku a jsou pratelné, s životností několika desítek pracích cyklů. Kvůli flokům, tvořícím povrch elektrody, je doporučeno pouze ruční praní, aby nedocházelo k degradaci materiálu.



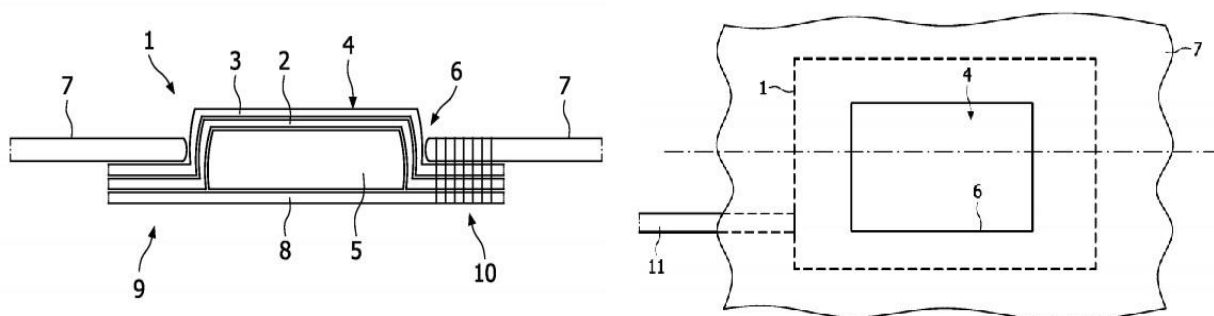
Obr. 2.2 Jiný způsob textilní elektrody. Převzato z [5]

Na obrázku 2.2 je znázorněno další možné provedení textilní elektrody, které v tomto případě obsahuje větší množství detekčních elektrod (4), vyrobené opět flokovací technikou, jak již bylo zmíněno dříve. Detekční elektrody jsou uspořádány na substrátu (2) ve tvaru čtvercové matice s šesti řádky a sloupci.

Pravidelné uspořádání detekčních elektrod umožňuje detekci prostorově rozloženého elektrického potenciálu na kůži a je výhodné pro realizaci systémů s vysokou hustotou povrchových elektromagnetických signálů.

V případě, jako je tomu na obrázku 2.2 mají detekční elektrody kruhovitý tvar o průměru 1 cm, jsou uspořádány s pravidelným vzájemným odstupem 2 cm. Každá detekční elektroda je spojena příslušnou vodivou cestou pro přenášení detekovaných bio-elektrických signálů. Jednotlivé vodivé dráty jsou opět všité do substrátu za pomoci různých technik a jsou vyvedeny do konektoru pro připojení zařízení pro vyhodnocení snímaných signálů. [5]

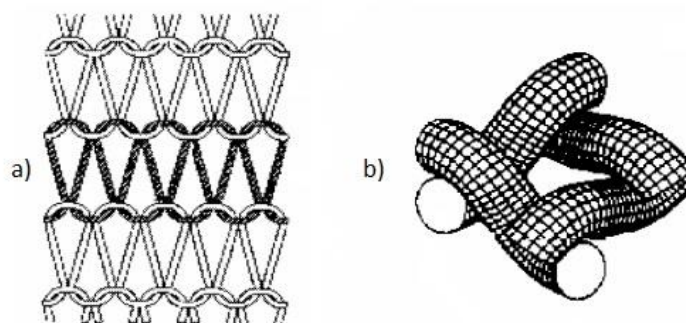
2.2 Textilní elektroda – patent WO 2009/013704 A2



Obr. 2.3 Textilní elektroda – patent WO 2009/013704 A2
 1. Elektroda, 2. První vrstva, 3. Druhá vrstva, 4. Pracovní povrch, 5. Polštářek,
 6. Otvor, 7. Textilie, 8. Krycí element, 9. Krycí oblast, 10. Šicí steh, 11. Kabel.
 Převzato z [6]

Na obrázku 2.3 je zobrazena textilní elektroda pro získávání fyziologických signálů z těla. Zajišťuje jemný a komfortní kontakt mezi kůží a elektrodou a zároveň zajišťuje vysokou kvalitu signálu.

Elektroda sestává ze dvou vodivých vrstev, které jsou umístěny jedna na druhé, přičemž první vrstva (2) je vyrobena z tkaného materiálu. Druhá vrstva (3) má na sobě pracovní povrch (4), který zajišťuje kontakt s pokožkou a je vyroben z pleteného materiálu. První vrstva (2) zprostředkovává měkký kontakt s kůží a zvyšuje komfort. Druhá (3) má za úkol vytvoření jednotného vodivého povrchu.



Obr. 2.4 a) pletený materiál, b) tkaný materiál. Převzato z [6]

Obě vodivé vrstvy (2, 3) jsou vytvořené použitím vláken z nerezové oceli a polyesteru. Poměr materiálů ve vláknu je kolem 30% nerezové oceli a 70% polyesteru.

Obě vodivé vrstvy jsou natažené přes pružný silikonový polštářek (5), který slouží jako nosný prvek. Obě krycí vrstvy i s polštářkem jsou vloženy skrze otvor (6) do požadované textilie (7), přičemž otvor pro vložení koresponduje s velikostí pracovní plochy druhé vrstvy (3). Elektroda je tedy vložena do otvoru v textilií tak, aby byl její pracovní povrch lehce dosažitelný. Textilní tkanina (7) je vyrobena z neelastického materiálu, jako je například bavlna. Proto, aby byl polštářek zachován ve své koncové poloze, je třeba dalšího krycího elementu (8), který zakrývá spodní část polštářku a je prodloužen směrem k okrajům první a druhé vodivé vrstvy (2, 3). Tento krycí materiál (8) by měl být nevodivý.

Poté je celá krycí oblast (9) prvních dvou vrstev kolem polštářku a rozšiřujících se konců krycího materiálu přišita ke tkanině (7) několika stehy. Obě vodivé i krycí vrstva by měly být obšité podél vnějších hranic, aby se předešlo jejich roztřepení. Výška polštářku se zvolí v závislosti na tloušťce textilie tak, aby byl zajištěn stálý kontakt mezi pracovním povrchem elektrody a kůží. V konečném případě to znamená, že polštářek (5) vyčnívá nad textilií (7), což vede ke zvětšení pracovní plochy (4) elektrody.

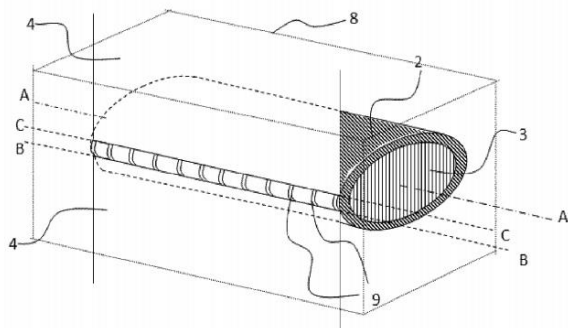
Kabel (11) je připojen k elektrodě v krycí oblasti (9) k levému nebo pravému okraji.

V krycí oblasti (9) první a druhé vrstvy je připojen kabel k levému nebo pravému okraji vodivých vrstev za použití vázaných stehů, tepelného lepení (ultrazvukově nebo svařováním) nebo za pomoci jiných vhodných technologií. Ideálním případem je, pokud jsou obě vodivé vrstvy připojeny ke kabelu. Pomocí kabelu je pak dále elektroda spojena s elektronikou monitorovacího systému.

Tkanina (7) jako nosič elektrody je buď její součástí, nebo je použita část oděvu, který je používán figurantem. Elektroda i oděv mohou být vyráběny i montovány odděleně. Oděv obsahující elektrodu není nijak limitovaný designem, protože elektroda může být připevněna k oděvu na libovolné pozici. Protože se elektrody po výrobním procesu stávají pevnou

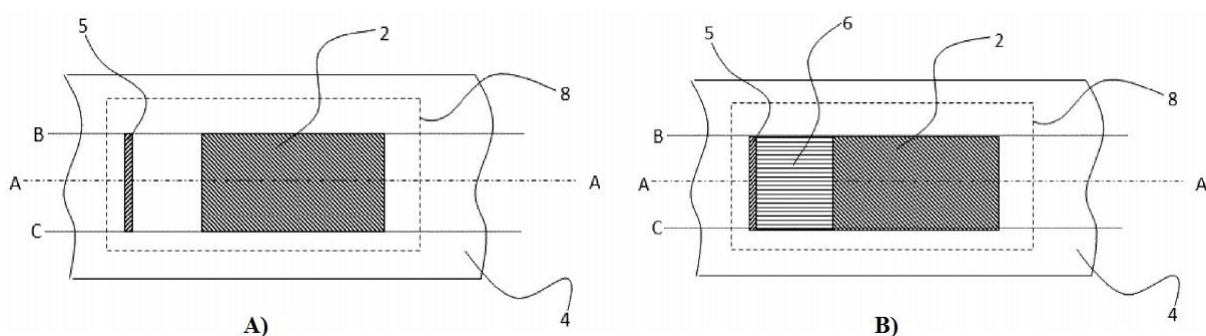
součástí oděvu, je důležité, aby bylo možné je prát v pračce jako běžný oděv. Proto jsou elektrody vyráběny z běžně dostupných, prateľných materiálů. [6]

2.3 Textilní elektroda – patent EP 2 671 506 A1



Obr. 2.5 Textilní elektroda – patent EP 2 671 506 A1.
Uzavřená verze ve formě tuby podél centrální osy AA' s příslušnými přípojnými body (9) mezi částmi B a C; 2 – vodivá oblast; 3 – podpora vnitřní části tuby formované vodivou částí (2); 4 – nevodivá oblast; Převzato z [7]

Textilní elektroda pro monitorování životních funkcí. Na obrázku 2.5 je vidět centrální osa (A-A'), podél které se nachází vodivá oblast (2) skládající se z vodivých vláken a elastanu. Vnitřní (3) a zároveň nosný materiál pro vodivou část (2) formuje elektrodu do trubkovitého tvaru. Vnitřní materiál svými vlastnostmi zlepšuje kontakt mezi pokožkou a elektrodou. Základní látka, do které je elektroda vložena, je vyrobena z nevodivého materiálu. [7]



Obr. 2.6 Otevřená verze elektrody - A) Přední ze shora, B) Zадní pohled.
1 – izolační vrstva; 2 – vodivá oblast; 4 – nevodivá oblast, 5 – rozhraní mezi vodivou a nevodivou oblastí, 6 – detailní zobrazení vodivých vláken. Převzato z [7]

Obrázek 2.6a zobrazuje pohled na elektrodu ze shora dolů (8) v otevřené verzi, kde je vidět vodivá oblast (2), nevodivá oblast (4) a rozhraní mezi vodivou a nevodivou částí (5). Obrázek 2.6b ukazuje pohled na elektrodu zezadu v otevřeném stavu, kde jsou detailně

zobrazena vodivá vlákna (6), aby byla znázorněna dostupnost připojení k vyhodnocujícímu zařízení.

Uvedený patent textilní elektrody předpokládá použití bezešvého kruhového pletacího stroje s jehlovým systémem. Tento stroj umožňuje výrobu elektrod požadovaných tvarů a rozměrů, přímo na požadované pozici v části textilie s požadovanou stabilitou a elasticitou. Tímto způsobem lze vytvořit elektrody pro měření elektrických bio potenciálů, jako při snímání EKG, EMG nebo EEG. Díky vnitřnímu podpůrnému elementu (3) elektrody, který zajišťuje intenzivní styk s pokožkou, lze získat kvalitní výsledky pro čtení elektrických potenciálů.

Elektrodu je možné připojit k dalším zařízením různými způsoby. Preferovaný způsob výroby je takový, že elektrody budou implementovány do nosného materiálu již při výrobě. Jedna varianta připojení je taková, že oblek, ve kterém bude elektroda implementována, bude obsahovat přizpůsobenou vodivou cestu, přenášející data z elektrod, skrze vodivou cestu v oblečení, do dalších zařízení. Další variantou připojení je přidání druku nebo vodivého lepidla.

Protože jsou elektrody určeny zejména pro dlouhodobé monitorování signálů, jsou proto vyrobeny z pratelných materiálů a je možné několikanásobné použití. [7]

3 EKG

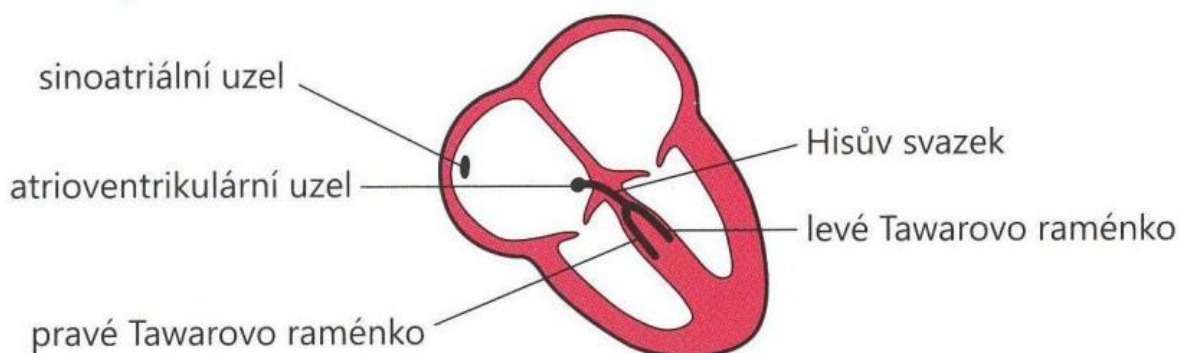
Elektrokardiografie (EKG) se řadí mezi vyšetření, při kterém je snímána elektrická aktivita srdce. Výsledkem takového vyšetření je graf, elektrokardiogram, obvykle zaznamenávaný na milimetrový papír. Ve své podstatě je to křivka vyjadřující změnu elektrického napětí mezi dvěma body v průběhu času. Zaznamenávaný EKG signál hraje významnou roli v diagnostice různých srdečních dysfunkcí a jejich následné léčbě. [8]

Kontrakce svalů jsou provázeny elektrickými změnami, které se nazývají „depolarizace“ a „repolarizace“, v mechanických termínech to pak je stah a uvolnění. Takovéto změny jsou zaznamenávané přiloženými elektrodami, které právě zmíněné elektrické změny zaznamenávají.

Lidské srdce se skládá z levé síně, levé komory, pravé síně a pravé komory. Přestože obsahuje tyto čtyři oddíly, z pohledu elektrické aktivace je možno na něj pohlížet jako na dvouoddílové, neboť obě dvě síně a následně obě komory se stahují společně. Primární funkcí srdce je pumpování okysličené krve do těla. [9][10]

3.1 Elektrická aktivita srdce

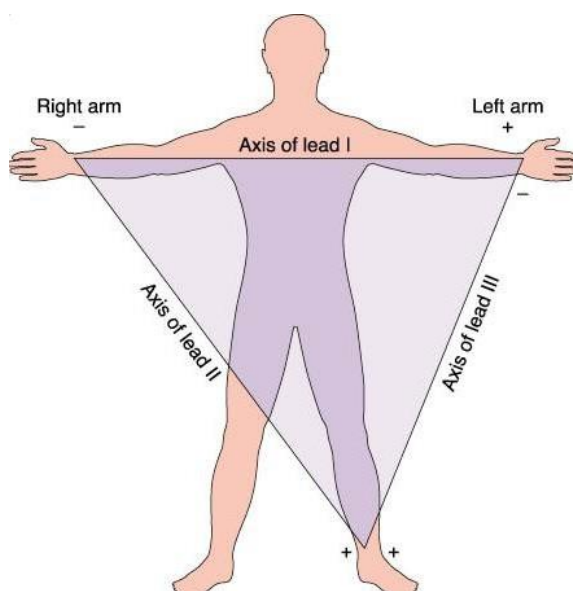
Za normálních okolností vychází elektrický výboj srdce z určité oblasti v pravé síni, která se nazývá „sinoatriální uzel“. Následná depolarizace se dále šíří síňovými svalovými vlákny. Ke zpoždění depolarizace dochází ve speciální oblasti v síni, nazývané se „atrioventrikulární uzel“. Následný elektrický výboj se velmi rychle šíří určitou vodivou tkání nazývanou se „Hisův svazek“, který se dále v mezikomorovém septu rozděluje na levé a pravé „Tawarovo raménko“. Svalovinou komor se elektrický vzruch šíří pomaleji další tkání, která se označuje jako „Purkyňova vlákna“. [9]



Obr. 3.1 Převodní systém srdeční. Převzato z [9]

3.2 Měření EKG

Holandský lékař Willem Einthoven v roce 1906 zavedl měření EKG. Rozdíl potenciálů, mezi elektrodami připojených na levém a pravém zápěstí, změřil strunovým galvanometrem. Takto změřený bipolární signál (mezi dvěma aktivními elektrodami) se označuje jako I. Einthovenův svod. Připojením další elektrody na kotník levé dolní končetiny získal II. Einthovenův svod, tedy rozdíl potenciálů změřený mezi pravou horní a levou dolní končetinou. III. Einthovenův svod je pak rozdíl potenciálů mezi levou horní a levou dolní končetinou. Takto umístěné tři elektrody dohromady tvoří rovnostranný trojúhelník, označovaný také jako Einthovenův trojúhelník (obr. 3.2). Přidání čtvrté elektrody na pravou dolní končetinu má účel hlavně v uzemnění. Do měření se nezapočítává a její důležitou rolí je odstranění šumu a různých ruchů. [11]



Obr. 3.2 – Einthovenův trojúhelník. Převzato z [12]

V roce 1934 k bipolárním svodům podle Einthovena, přidal Wilson další tři unipolární svody, které tvoří rozdíl mezi potenciálem na určité končetině a „nulovým“ potenciálem na indiferentní elektrodě. Indiferentní elektroda byla vytvořena spojením všech tří aktivních bipolárních končetinových elektrod přes stejně velké odpory do virtuálního středu Einthovenova trojúhelníku, tzv. Wilsonova svorka. Vektory těchto svodů vždy vedly z onoho středu Einthovenova trojúhelníku směrem ven ke končetinovým elektrodám (R, L, F). Naměřené signály se pak označovaly jako VR, VL a VF, tzv. Wilsonovy svody. Tento záznam byl ovšem o velmi malé amplitudě, tudíž byl obtížně čitelný. Bylo tomu tak proto, že teoretická velikost vektorů od středu trojúhelníku ke končetinovým svodům byla malá. V roce 1942 Emanuel Goldberger použil k vytvoření nulové indifferenční elektrody jiný způsob. Namísto spojení všech tří elektrod do jednoho místa použil pouze dvě protilehlé elektrody

k měřenému svodu. Například při měření signálu na pravé horní končetině (R) se spojí elektrody na levé horní končetině (L) a levé dolní končetině (F), jejichž spojením vznikne nulová referenční elektroda. Následně se již změří rozdíl potenciálů mezi elektrodou na pravé horní končetině (R) a nově vzniklou referenční elektrodou. Tento způsob má za následek větší amplitudu naměřených signálů a to až o 50%, délka vektoru trojúhelníku je větší, protože sahá od středu protilehlé strany Einthovenova trojúhelníku k protilehlému vrcholu. Tento záznam se označuje jako aVR, aVL a aVF (augmentovaný – a). K těmto Goldbergerovým unipolárním končetinovým svodům bylo přidáno dalších šest unipolárních hrudních svodů, značených jako V1 – V6. Ty měří rozdíl potenciálu mezi šesti elektrodami a indiferentní elektrodou. [11]

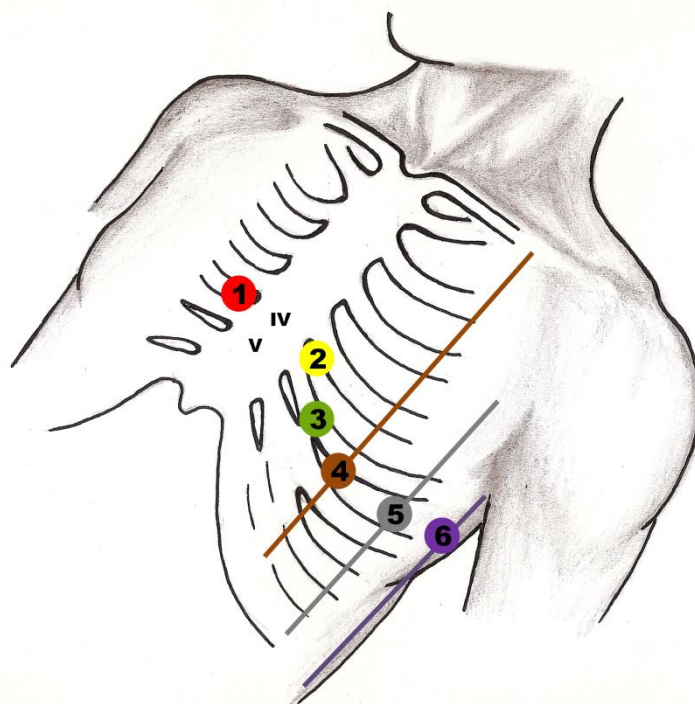
3.2.1 Standartní 12-ti svodové měření EKG

Elektrický signál srdce je na povrchu těla zaznamenáván za pomoci deseti elektrod, které jsou spojeny s EKG přístrojem. Na každé končetině je umístěna jedna elektroda a šest jich je umístěno na přední straně hrudníku. Elektrická aktivita, která je pomocí elektrod přenášena do EKG přístroje, porovnávající zachycené signály, se nazývá svod. Jednotlivé svody pozorují srdce z různých směrů. Každý svod zprostředkovává jiný pohled na elektrickou aktivitu srdce, a tudíž podává i rozdílné EKG obrazy. Dvanácti svodové měření se tedy nazývá proto, že poskytuje 12 různých charakteristických pohledů na srdce. Šest jich má původ v končetinových svodech a zbylých šest z hrudních svodů.

Z elektrod připevněných na končetiny lze získat šest svodů, které je možné vnímat jako pohled na srdce ve vertikální rovině. Hrudní svody, získané pomocí šesti elektrod připevněných na hrudník, lze vnímat jako pohled na srdce v horizontální rovině, ze předu a z levé strany. Stejně jako tomu je u končetinových svodů, každý hrudní svod ukazuje jiný EKG obraz. [9]

3.2.2 Umístění hrudních svodů

Každá ze šesti elektrod, umístěvaných na hrudi, má přesně určenou pozici. Takto umístěné elektrody jsou zobrazeny na následujícím obrázku.



Obr. 3.3 – Umístění hrudních elektrod. Převzato z [13]

V následující tabulce jsou určené pozice pro jednotlivé hrudní elektrody.

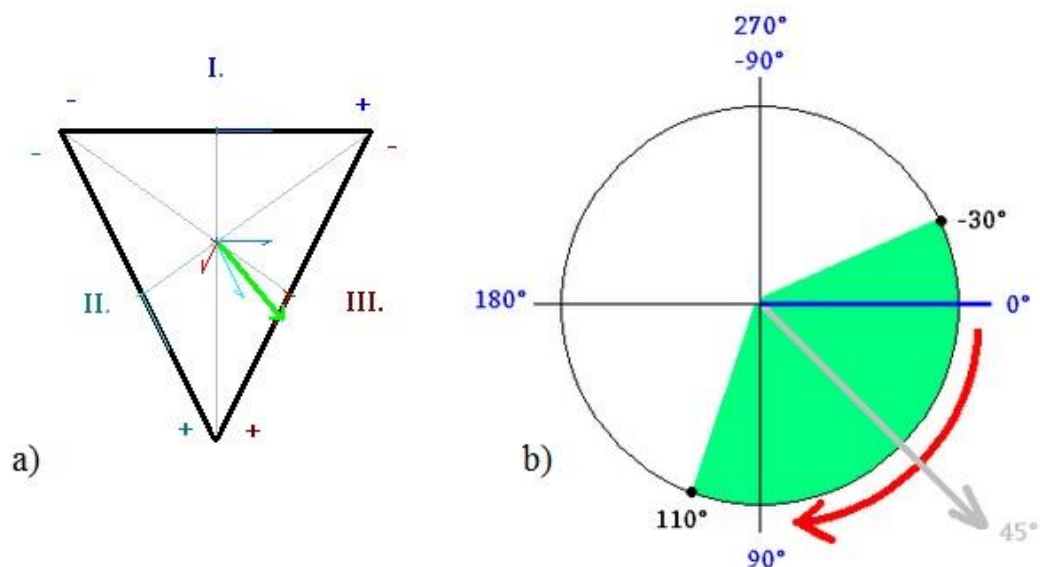
Tab. 3.1 Umístění hrudních Wilsonových svodů [13]

Označení elektrody	Umístění elektrody
V1	4. mezižebří vpravo u sternu
V2	4. mezižebří vlevo u sternu
V3	Uprostřed mezi V2 a V4
V4	5. mezižebří, levá klavikulární čára
V5	5. mezižebří, levá přední axilární čára
V6	5. mezižebří, levá střední axilární čára

3.3 Elektrická osa srdeční

Elektrická osa srdeční (EOS), je myšlená přímka, u zdravého srdce vycházející ze srdeční báze a směřující k apexu. Podle ní lze tedy přibližně určit polohu srdce v dutině hrudní. EOS se určuje pomocí svodů I., II. a III. Amplituda naměřená z QRS komplexu každého svodu se přenesne na Einthovenův trojúhelník, provede se součet tří vektorů a změří se úhel vektoru výsledného. Určování elektrické osy srdeční se řídí zvláštními pravidly, úhel se určuje za pomoci zvláštní stupnice vypracované pro určování EOS, která se liší od běžných matematických a fyzikálních standardů.

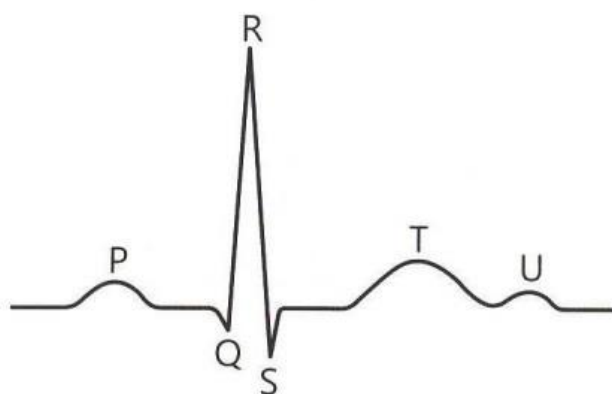
Úhel EOS se fyziologicky nachází v rozmezí hodnot od -30° až $+110^\circ$. [14]



Obr. 3.4 a) Příklad určení EOS – světle zelená je výsledný vektor EOS; b) Schéma pro určení úhlu EOS, zeleně vyznačená část vymezuje fyziologické hodnoty. Převzato z [14]

3.4 Části EKG křivky

Při porovnání svalové hmoty komor a síní je svalová hmota síní malá, a proto i kontrakce doprovázející elektrické změny síní jsou malé. Na obrazu EKG jsou kontrakce síní spojené s vlnou nazývanou se „P“. Jelikož svalovina komor je silná, dochází při depolarizaci k velké výchylce na EKG, taková výchylka se nazývá „QRS komplex“. Následná vlna „T“ na EKG představuje návrat komorového myokardu do elektricky klidového stavu, tzv. repolarizace. U některých EKG obrazů je možné vidět za vlnou T další vlnu, která se nazývá vlna „U“, přičemž její původ je nejasný, ale může zobrazovat repolarizaci papilárních svalů. Písmena představující jednotlivé části signálu byla vybrána náhodně v raných dobách vývoje EKG. Na následujícím obrázku (3.5) je možné vidět tvar normální EKG křivky. [9]



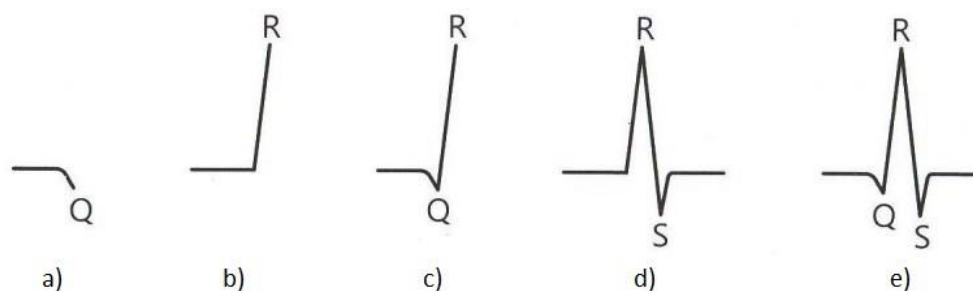
Obr. 3.5 EKG křivka včetně vlny U. Převzato z [9]

3.4.1 Vlna P

Vlna P představuje postupnou depolarizaci pravé a levé síně. Při měření má u většiny svodů kladnou polaritu a její tvar je hladký. Velikost vlny P obvykle nepřekračuje hodnotu $300 \mu\text{V}$ a doba jejího trvání je kratší než 120 ms. Je považována za nízkofrekvenční, se spektrálními složkami do 10-15 Hz. Díky její malé velikosti a hladkému průběhu je často detekce jejího začátku a konce obtížná. [10]

3.4.2 QRS komplex

Komplex QRS představuje depolarizaci pravé a levé síně, jejíž doba trvání je mezi 70 a 110 ms. Vlna Q je první negativní výchylkou, následuje první pozitivní výchylka, vlna R a následující, opět negativní výchylka se značí jako vlna S. Protože je QRS komplex nejvýraznější částí EKG signálu, bývá proto v drtivé většině zaznamenáván jako první. Dosahuje velikosti až 3 mV. Z tvarového hlediska je komplex hodně proměnný a může obsahovat více či naopak méně dalších vln, než ty, jež jsou zde zmíněné. [10]



Obr. 3.6 Části QRS komplexu. a) kmit Q; b) kmit R; c) kmity QR; d) kmity RS; e) kmity QRS. Převzato z [9]

3.4.3 Vlna T

Vlna T představuje repolarizaci levé a pravé komory a objevuje se v intervalu 300 ms za QRS komplexem. Běžná vlna T má hladce zaoblený tvar a projevuje se kladnou výchylkou. Její pozice je ovlivňována tepovou frekvencí, protože při vyšší tepové frekvenci se vlna zužuje a přibližuje QRS komplexu. [10]

4 Návrh systému pro měření EKG

Cílem této diplomové práce je zhodnotit použití a vlastnosti textilních elektrod, při návrhu systému pro měření EKG jsem proto uvažoval pouze textilní elektrody.

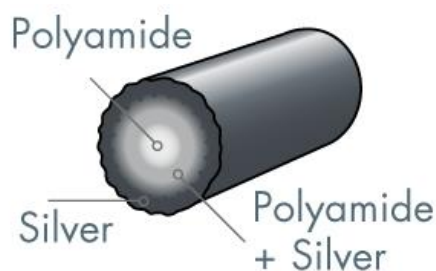
4.1 Elektrody

Pro detekování bio potenciálů z lidského těla je zapotřebí elektrod, které zprostředkovávají přenos zaznamenaných signálů k dalším částem zařízení pro měření EKG. Výrobní postupy a materiály, které jsou potřeba pro zhotovení textilní elektrody, byly již popsány výše, a proto zde již nebudou zmiňovány.

Textilní elektrody navržené pro vlastní měření EKG jsou vyrobeny z dvou materiálů. Jedním z materiálů je SilveR.Stat[®], druhým pak ELITEX[®].

4.1.1 Materiál SilveR.Stat[®]

Materiál SilveR.Stat[®] je ve své podstatě tvořen polyamidem s příměsí stříbra. Polyamidová vlákna se stala vodivá a antibakteriální díky zalitím polymeru čistým stříbrem. Tato vrstva stříbra dovoluje syntetickým vláknům, aby si udržela své původní textilní vlastnosti. Stříbro je nejvodivější přírodní element na světě. [15]



Obr. 4.1 Struktura SilveR.Stat[®] vlákna. Převzato z [15]

Udávaná lineární elektrická vodivost u vlákna 6,7 dTex SilveR.Stat[®] je $\leq 10^3 \Omega/\text{cm}$, v následující tabulce jsou uvedeny další vlastnosti materiálu.

Tab. 4.1 Vlastnosti vlákna SilveR.Stat[®] [15]

Hrozba	Udržení vlastností po:
Stárnutí	1000 h v peci s teplotou 60°C při 70% relativní vlhkosti
Natahování	Dokud nedojde ke zničení
Praní	Více než 50 pracích cyklů s normalizovaným pracím prostředkem, zahrnuje praní při teplotě vody 90°C
Teplota	Závisí na polyamidu

Použití tohoto materiálu je v širokém měřítku. Lze jej použít jako koberce, ochranné oblečení (neutralizuje statickou elektřinu) nebo sterilní tkaniny pro lékařské použití. [15]

4.1.2 Materiál ELITEX[®]

Vlákna ELITEX[®] jsou vodivá a textilní zpracovatelná vlákna, vyrobená z polyamidu s obálkou z čistého stříbra.

Vhodné je použití vlákna ELITEX[®] například na tepelné textilie, vodivé struktury v textiliích nebo na textilní senzory. [16]

Následující tabulka zobrazuje některé vlastnosti materiálu.

Tab. 4.2 Vlastnosti vlákna ELITEX[®] [16]

Specifikace	ELITEX [®] 235/f34_PA/Ag
Základní materiál	Polyamid
Krycí materiál (obálka)	> 99 % stříbro
Základní množství	235 dtex / 34 filamentů
Tloušťka stříbrné vrstvy	Cca. 1 μm
Elektrický odpor	20 $\Omega/\text{m} \pm 10 \Omega/\text{m}$
Praní	30°C; jemné praní



Obr. 4.2 Cívky s vlákny ELITEX[®] - Převzato z [17]

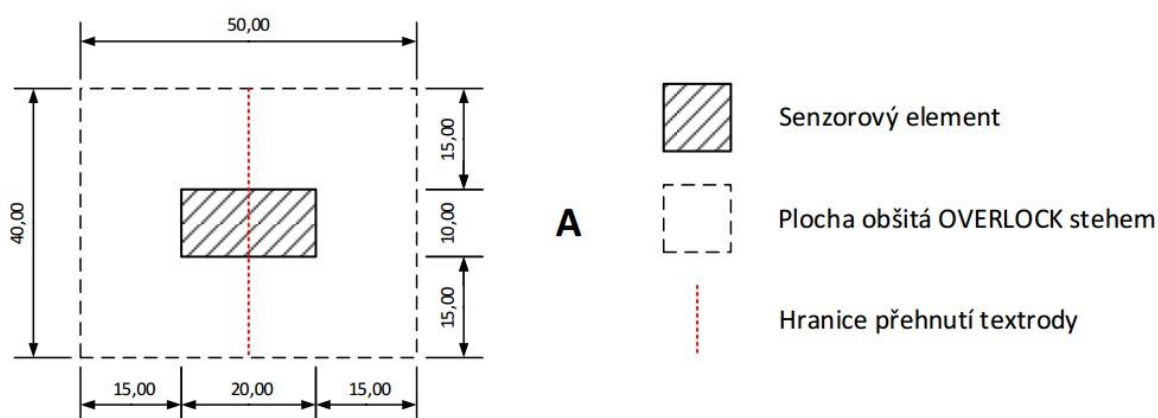
4.1.3 Tvar elektrod

Z žádného dostupného zdroje informací se mi nepodařilo zjistit, proč se klasické konvenční elektrody pro měření EKG vyrábějí kulaté či oválné. Mohu se tedy pouze domnívat, že elektrody mají kulatý tvar kvůli použití s vodivým gelem, kdy je gel nanášen

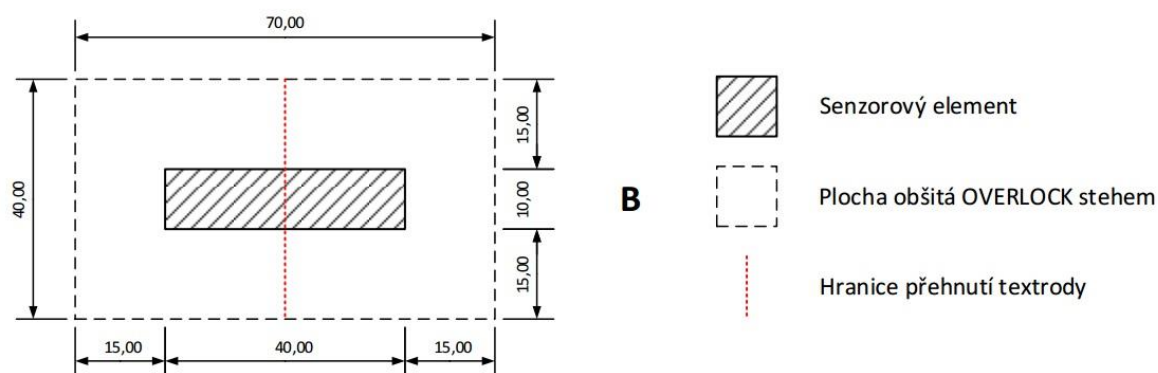
na elektrodu a poté přiložen na kůži. Kulatý tvar díky absenci rohů tedy netrpí špatnou přilnavostí, kterou by jistě trpěl, kdyby elektroda byla vyrobena v hranatém tvaru.

U textilních elektrod je ovšem situace zcela odlišná. Při použití elektrody není zapotřebí žádný gel, tedy elektroda se „nelepí“ na pokožku, ale pouze je přiložena a fixována pomocí nosné textilie. V takovémto případě tedy není nutné dodržet konvenční kulatý tvar elektrody, ale tvar může být libovolný. Pro jednodušší výrobu a všítknutí elektrod do nosného materiálu, byly použity textilní elektrody hranaté o různých rozměrech.

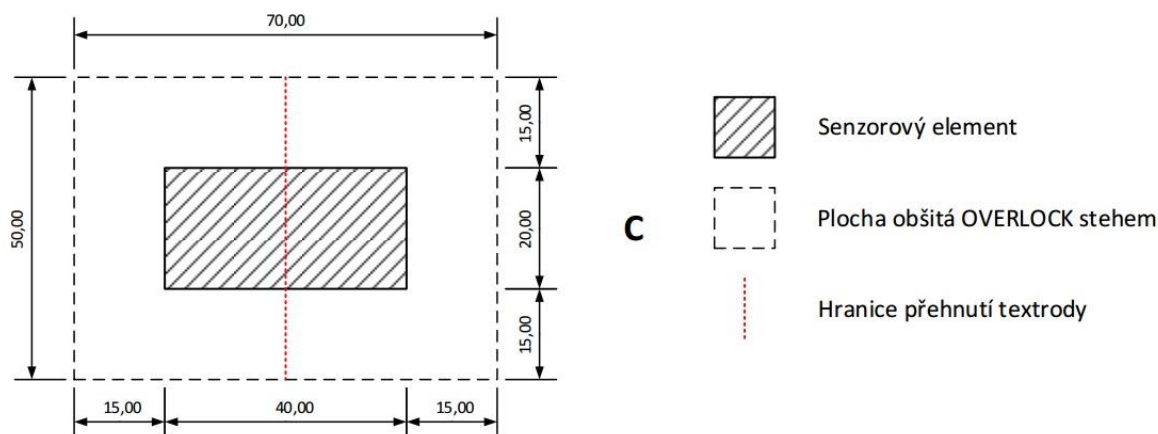
Elektrody navržené pro vlastní měření jsou hranatého tvaru o různých rozměrech. Všechny návrhy textilních elektrod se liší pouze v rozměru. Jednotlivé navržené velikosti elektrod jsou zobrazeny na následujících obrázcích.



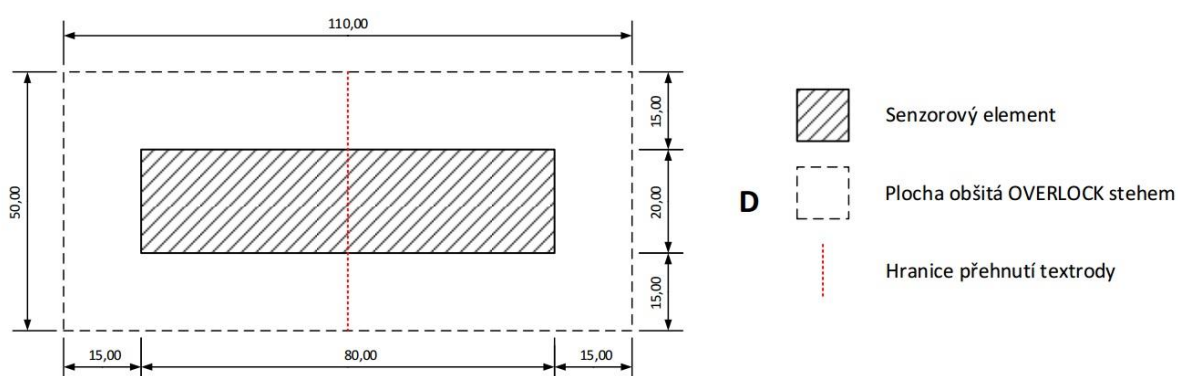
Obr. 4.3 Textilní elektroda, vzorek A



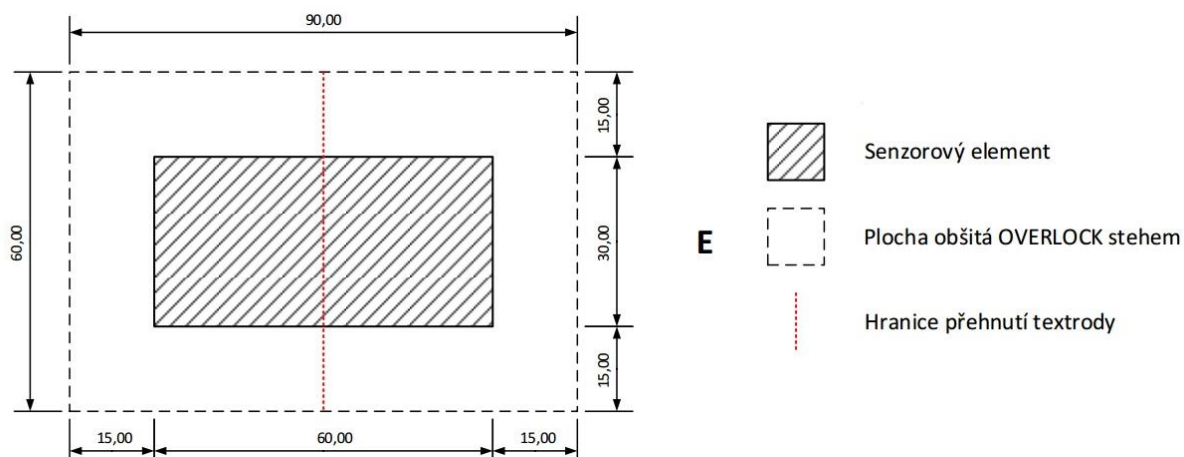
Obr. 4.4 Textilní elektroda, vzorek B



Obr. 4.5 Textilní elektroda, vzorek C



Obr. 4.6 Textilní elektroda, vzorek D

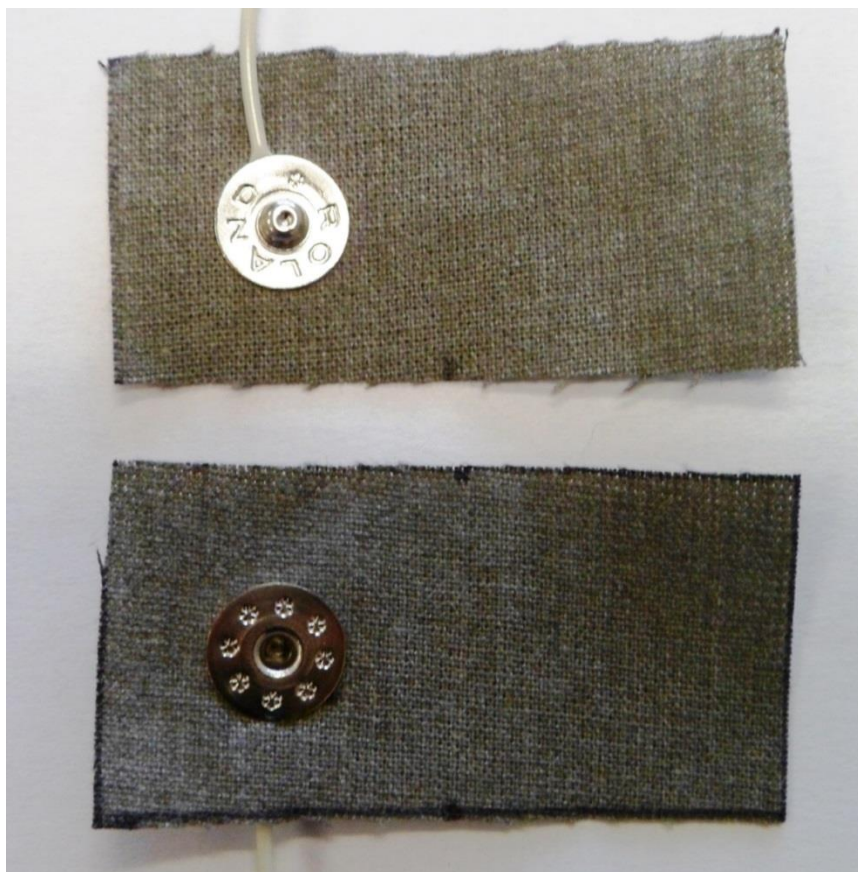


Obr. 4.7 Textilní elektroda, vzorek E

Jak již bylo řečeno, všechny navržené vzorky jsou stejné, liší se pouze v rozměrech. Vzorek A je určen rozměrem senzového elementu o velikosti 20 x 10 mm, celková vymezená plocha elektrody činí 50 x 40 mm. Vzorek B obsahuje plochu senzového elementu o velikosti 40 x 10 mm, celá plocha elektrody má velikost 70 x 40 mm. Vzorek C disponuje detekční plochou o velikosti 40 x 20 mm, celá plocha elektrody má rozměry 70 x 50 mm. Vzorek D má detekční plochu o velikosti 80 x 20 mm, celková plocha elektrody

činí 80 x 50 mm. Poslední vzorek E disponuje sensorovým elementem o velikosti 60 x 30 mm a celkový rozměr elektrody je 90 x 60 mm.

Z obrázků, na kterých jsou zobrazeny vzorky A až E je patrné, že sensorový element, potažmo celá elektroda, je rozdělen za pomoci vertikální tečkované čáry. Touto čarou je určena osa, podle které bude vzorek elektrody přeložen. Nejdříve je ovšem potřeba vytvořit na elektrodě kontaktní místo, kterým budou bio elektrické signály z lidského těla přenášeny do měřicího zařízení. Prostředkem, který tuto roli vykonává je tzv. druk (Obr. 4.8).



Obr. 4.8 Ukázka druku na textilní elektrodě z materiálu SilverStat.

Když je druk umístěn na sensorový element, stačí jej pouze přeložit podle stanovené osy a implementovat do nosného materiálu. Tím je elektroda připravena k použití. Druk je přítomen také u konvenčních elektrod, kde má naprosto stejný účel.

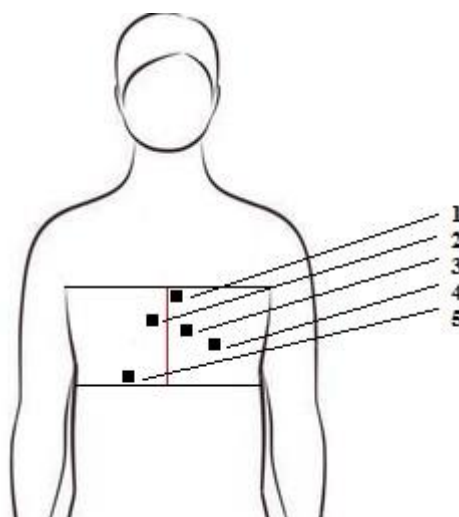
4.1.4 Umístění a počet elektrod

Volba umístění elektrod je velmi důležitou součástí při měření EKG. Jak již bylo řečeno, jednotlivé měřicí svody pohlížejí na srdce z určitých pohledů. Výsledně je poté obraz EKG zkoumán a posuzován z hlediska šíření elektrického vzruchu napříč srdcem, z čehož jsou následně vyvozovány různé závěry, které mohou odhalit různé nepravidelnosti v chodu srdce, či podobné abnormality.

Měření EKG je v dnešní době spojeno zejména s klasickým 12-svodovým měřením. Ovšem při snímání signálu za pomoci textilních elektrod je situace odlišná. Klasické nemocniční vyšetření počítá s připojením deseti elektrod na tělo pacienta, což je samo o sobě velmi limitující v pohybu. Význam textrod spočívá zejména v bezproblémovém a pohodlném používání, které pacienta nijak neobtěžuje a nelimituje ani při dlouhodobém monitorování, které může trvat i několik dní. Pokud by při měření za pomoci textilních elektrod bylo potřeba použít již zmíněných deset elektrod, které by byly analogicky umístěné na pacientovi, pak by to znamenalo potřebu vytvořit kompletní oblek, který by textrody již obsahoval. A to kvůli tomu, že správně se elektrody umisťují na končetiny a na hrudník.

Snahou celého systému pro měření EKG je komfort, který je třeba u dlouhodobého monitorování. Proto je pro účely měření použit elastický hrudní pás, na který jsou elektrody našité. Pružný hrudní pás zajišťuje elektrodám, že budou v přímém styku s pokožkou.

Rozmístění elektrod pro měření je navrženo na následujícím obrázku.



Obr. 4.9 Rozmístění elektrod 1 - 5 pro měření EKG. [18]

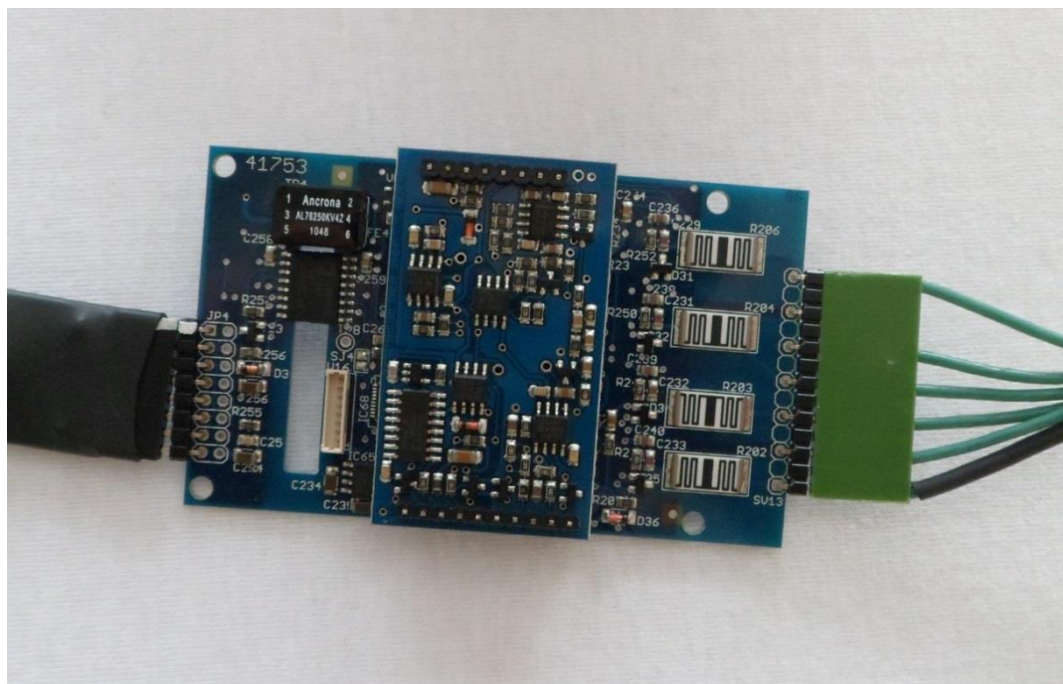
Vybavení pro měření EKG disponuje pěti sondami, proto je nutné rozvrhnout vhodné rozmístění elektrod. Rozmístění elektrod na předchozím obrázku vychází z poznatků firmy DM Software [19], soustředící se na výrobu holterů (přenosné monitorovací zařízení používající klasické elektrody) pro EKG měření. Číslo 1 reprezentuje levou horní končetinu, pozice číslo 2 reprezentuje pravou horní končetinu. Elektroda číslo 4 zastupuje levou dolní končetinu. Hrudní svod je označen číslem 3 a elektroda číslo 5 je zemní, tedy referenční.

4.2 Měřicí systém

Systém pro měření EKG se skládá z textilních elektrod přišitých k hrudnímu pásu, EKG modulu Medlab EG05000, sond pro připojení elektrod k EKG modulu, mini počítače Raspberry Pi a stabilizovaného zdroje napětí Tesla BK 125.

4.2.1 Medlab EG05000

Modul pro měření EKG Medlab EG05000 je přístroj, který je schopen pracovat až s pěti připojenými elektrodami a umí zobrazit až 7 kanálů. Osazená deska plošných spojů je napájena stejnosměrným napětím 5 V, spotřeba činí méně než 250 mW. Všechny vstupy mají ochranu před defibrilací. [20] Na následující fotce je zobrazen modul i s přidavným respiračním modulem, který není součástí měření.



Obr. 4.10 Medlab EG05000 s respiračním modulem.

Tab. 4.3 Technické údaje Medlam EG05000 [20]

Rozměry	88 x 53 mm, 4-vrstvá DPS
Tloušťka	16 mm bez respiračního modulu
Váha	32 g
Operační napětí	5 V, 50 mA
Spotřeba energie	250 mW v průběhu měření
Izolace	4000 V RMS
Zesílení	4 úrovně
Frekvenční rozsah zesilovače	0,05 – 70 Hz

4.2.2 Raspberry Pi

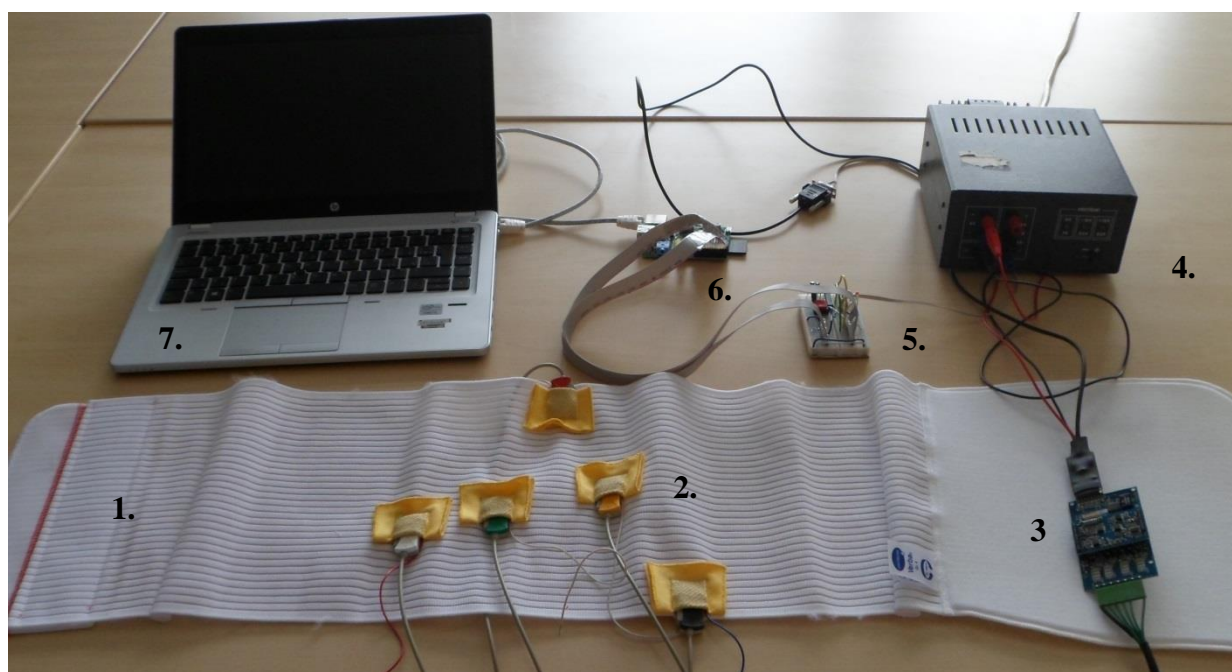
Raspberry je minipočítač s rozměry kreditní karty, ke kterému je možné připojit různé periferie, jako je monitor či klávesnice. Velkou předností tohoto přístroje je minimální spotřeba, což jej činí ideálním řešením pro aplikace, které běží nepřetržitě. Raspberry Pi spolupracuje s upravenou linuxovou distribucí Debian. [21]

Tab. 4.4 Technické údaje Raspberry Pi [21]

Procesor	700 MHz, ARM 11
Paměť	512 MB SDRAM
Grafický procesor	VideoCore IV, OpenGL ES 2.0
Výstupy	HDMI, USB 2.0
Vstupy	USB 2.0, LAN
Slot paměťové karty	SD/MMC/SDIO

Za pomoci kolegů z Katedry technologií a měření byl zprovozněn následující systém. Textilní elektrody s drukem se připojí pomocí jednotlivých sond k EKG modulu Medlab EG05000, který je napájen stejnosměrným napětím o hodnotě 5V. Dále je použito nepájivé pole, které slouží jako ovládací rozhraní pro EKG modul. Obsahuje tlačítko pro ovládání modulu a dvě LED diody, které signalizují, zda je zařízení připravené k použití (svítí zelená) nebo je v chodu (svítí červená). EKG modul komunikuje s počítačem Raspberry prostřednictvím sériového portu. Tedy signál zaznamenaný elektrodami je zpracován modulem EG05000, pomocí sériového portu jsou pak data odeslána do Raspberry. Shromážděná data je poté možno uložit na paměťové médium, nebo odeslat přes LAN rozhraní do stolního počítače pro další zpracování.

Na následujícím obrázku je zobrazen celý měřicí systém.



Obr. 4.11 Navržený systém pro měření EKG. 1) Hrudní pás; 2) Našité textilní elektrody; 3) Medlab EG05000; 4) Stabilizovaný zdroj napětí Tesla BK 125; 5) Nepájivé pole s ovládacím prvkem; 6) Minipočítač Raspberry Pi; 7) Notebook.

5 Praktické měření EKG

Pro praktické získání hodnot k sestavení EKG obrazu, tedy elektrokardiogramu jsem navrhl níže uvedený plán měření.

Nejprve bylo potřeba mít připravené veškeré pomůcky, tedy EKG modul EG05000, sondy pro připojení elektrod, počítač Raspberry se softwarem, který je schopen ukládat získaná data, hrudní pás s elektrodami našitými na zvolených pozicích a napájecí zdroj potřebný pro chod EKG modulu.

Plán měření jsem rozvrhnul na jednotlivé kroky. Každé měření bylo omezeno délkou 3 minut, tedy 180 vteřin. Následující tabulka zobrazuje časové úseky jednotlivých měření.

Tab. 5.1 Časový rozvrh jednotlivých měření

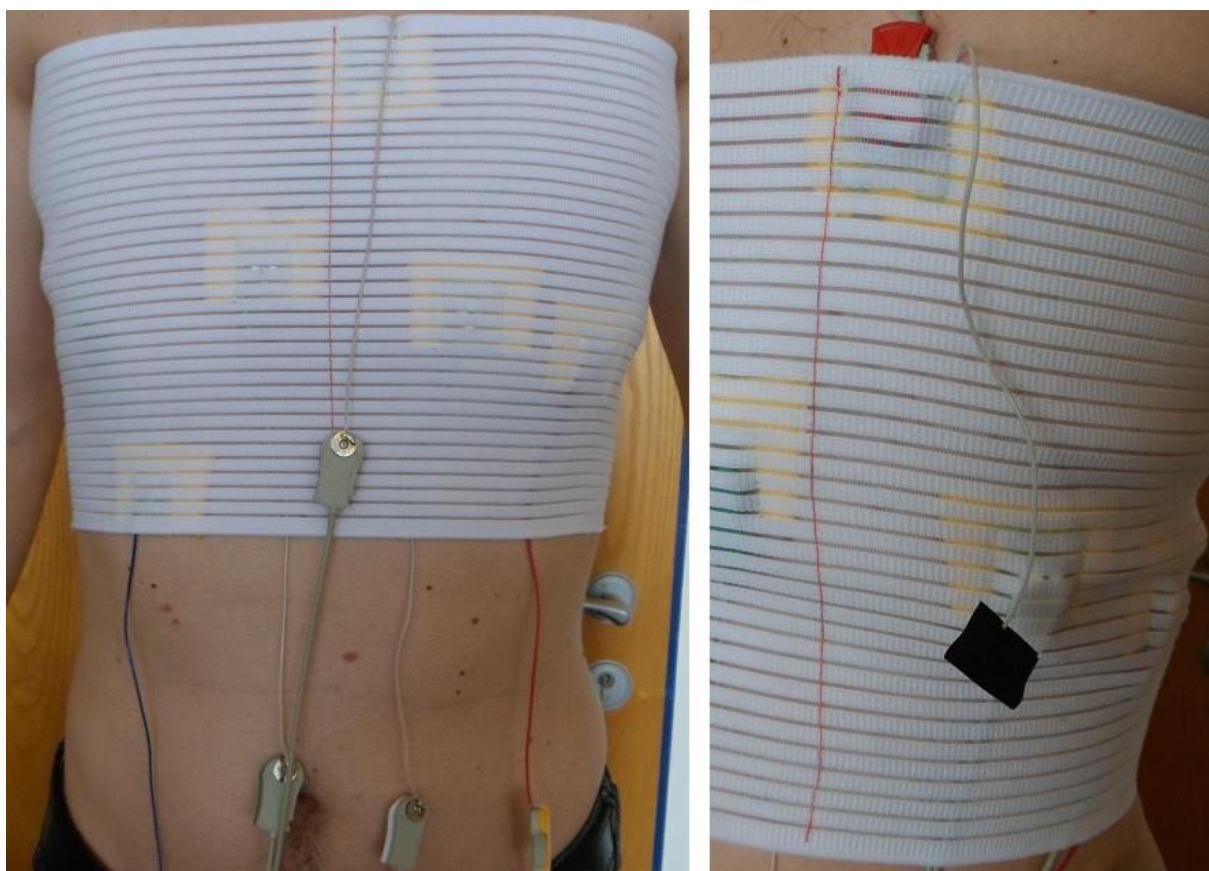
Čas [s]	Činnost
0 – 60	Sezení v klidu – stabilizace elektrod
60 – 120	Zvedání a pokládání rukou 5x
120 – 180	Postavení a posazení na židli – cca 30x

Měření EKG za pomoci vzorků o různých velikostech navržených v přechozím bodě práce by znamenalo mít pro každý rozměr samostatný hrudní pás, na kterém by byly vzorky našity. Tento postup byl nevhodný, neboť měření takového druhu probíhalo poprvé a nebylo jasné, zda výsledky budou uspokojující. Tudíž jsme se u obou testovaných materiálů rozhodli pro měření pouze s jedním rozměrem. Sensorová plocha elektrody byla o rozměrech 60 x 30 mm, po přeložení byla tedy aktivní plocha elektrody 30 x 30 mm.

Měření proběhlo nejprve s hrudním pásem obsahujícím našité elektrody z materiálu ELITEX[®], následovala výměna pásu, který obsahoval našité elektrody z materiálu SilverStat[®] a jako poslední byly použité konvenční nalepovací sol-gelové Ag/AgCl elektrody, které jsou běžně používané v lékařské praxi.

Součástí plánu bylo také vyzkoušet, zda je možné přenášet bioelektrické signály do EKG modulu pomocí jednožilových nestíněných kabelů. Jednožilový kabel byl k elektrodě připevněn drakem, který byl potřeba pro přenos signálu. Následně jsme pomocí pájky přidali na konec nestíněného kabelu drak, ke kterému jsme připojili sondy od EKG modulu. Zahájením měření jsme ovšem zjistili, že takovýto způsob je nevyhovující, neboť jsme nezískali žádný měřitelný signál, EKG modul hlásil, že elektrody nejsou připojeny. Toto zjištění nás dovedlo k závěru, že budeme signál měřit pouze za pomoci stíněných kabelů, ze kterých jsou sondy pro připojení elektrod vyrobené. Druky na vývodech nestíněných kabelů jsme patřičně zaizolovali, aby nedocházelo k ovlivnění výsledků měření.

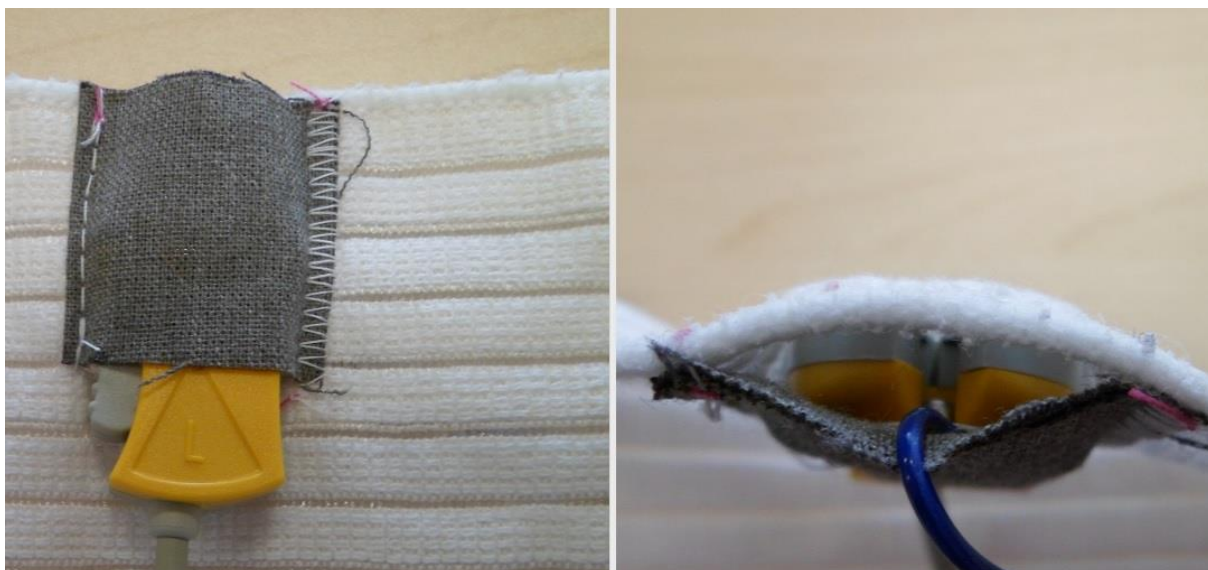
Na obrázku níže je zobrazen hrudní pás na figurantovi, kdy jsou elektrody k měřicímu zařízení připojeny prostřednictvím nestíněných kabelů, druhý obrázek zobrazuje zaizolované druky.



Obr. 5.1 Hrudní pás s textilními elektrodami připojenými pomocí druků na nestíněných kabelech; Zaizolovaný druk.

Důvodem pro nevyhovující výsledky při získávání dat za pomoci nestíněných kabelů byl s největší pravděpodobností zkreslený signál, který EKG modul vyhodnotil jako hodnoty, které dostává v případě, že elektrody nejsou připojeny. Druhou příčinou se zdá být nedostatečný kontakt mezi elektrodou a kůží figuranta. Hrudní pás byl vytvořen tak, že sonda, která se uchytí za druk v elektrodě na vnitřní straně pásu, zajišťuje lepší kontakt mezi kůží a elektrodou. Je to dáno tloušťkou sondy, která způsobí vystoupení elektrody směrem k tělu a tím i lepší kontakt mezi pokožkou a elektrodou.

Následující obrázek ilustruje situaci, kdy je k elektrodě v hrudním pásu připojena sonda, která způsobuje, že elektroda lehce vyčnívá nad povrch hrudního pásu.



Obr. 5.2 Ukázka našité elektrody na hrudním pásu s připojenou sondou od EKG modulu.

5.1 Měření elektrodami z materiálu ELITEX[®]

Elektrody z materiálu ELITEX[®] byly vyrobeny ve Výzkumném ústavu bavlnářském (VÚB). Byly vytvořeny přesně podle návrhu elektrod, které jsou zobrazeny v předchozí kapitole.



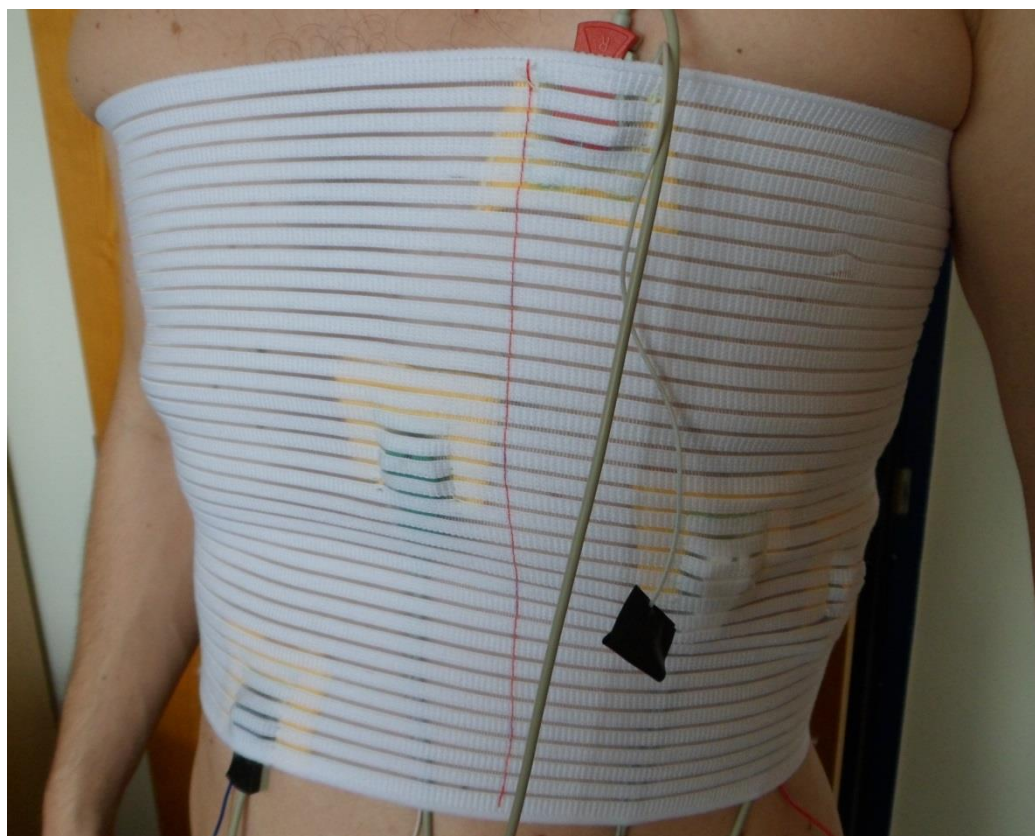
Obr. 5.3 Ukázka textilní elektrody ELITEX[®] o rozměrech 80 x 20 mm.

Na obrázku je zobrazena z obou stran textilní elektroda vyrobená ve VÚB v Ústí nad Orlicí. Odlišnou barvu elektrody z jednotlivých stran způsobuje podložní látka, která je přítomna na spodní straně. Je to materiál, který se po několika pracích cyklech postupně

uvolní. Podložní látka, na které je vyšitý motiv elektrody je tkaná textilie, která je po stranách obšita OVERLOCK stehem, který zajišťuje, aby se textilie dále netřepila.

Po připojení sond k drukům v elektrodách byl pás nasazen figurantovi na hrudník a patřičně zafixován pomocí suchého zipu tak, aby byl zajištěn optimální styk elektrody s pokožkou. Při pohledu na obrázek 5.1 je na hrudním pásu patrná červeně vyšitá svislá osa, která představuje záchytný bod, udávající středovou pozici pásu.

Po prvním zkušebním měření a následném zhlédnutí výsledků vyšel najevo fakt, že jedna elektroda nedostatečně přiléhá na pokožku figuranta. Jednalo se o elektrodu reprezentující pravou horní končetinu, která se nacházela přímo v důlku mezi prsními svaly. Hrudní pás byl pevně utažený, aby byl patřičně napnutý, tím však došlo k vyzvednutí elektrody a nulovému styku s pokožkou. Tento nedostatek jsme vyřešili celkovým posunem pásu na těle figuranta o 7 cm doleva, což mělo za následek dokonalé přilnutí elektrody s kůží.



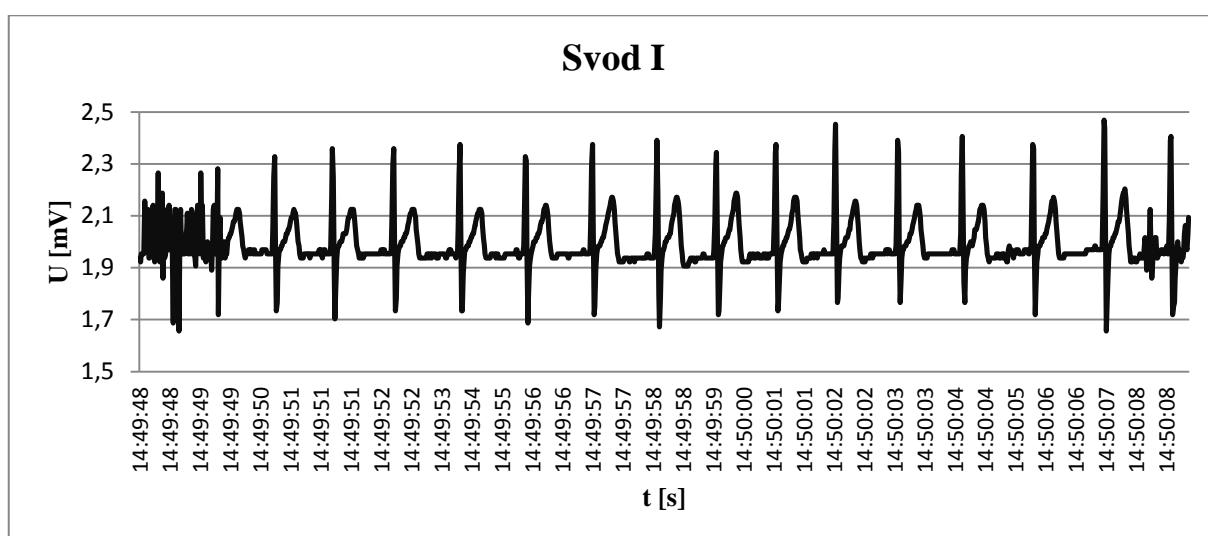
Obr 5.4 Hrudní pás s textrodami ELITEX[®], posunutý o 7 cm doprava.

Elektrody jsme lehce navlhčili vodou, abychom tak simulovali pot, který dopomáhá k lepšímu kontaktu mezi oběma povrchy. Po připevnění pásu na požadovanou pozici, urovnání podložní látky, která se během nasazování pásu mohla přehnout a bránit tak styku elektrody s pokožkou, bylo zahájeno měření. Nejprve figurant podle rozpisu první minutu v klidu seděl, aby se stabilizoval kontakt a získaly se první výsledky. Druhou minutu

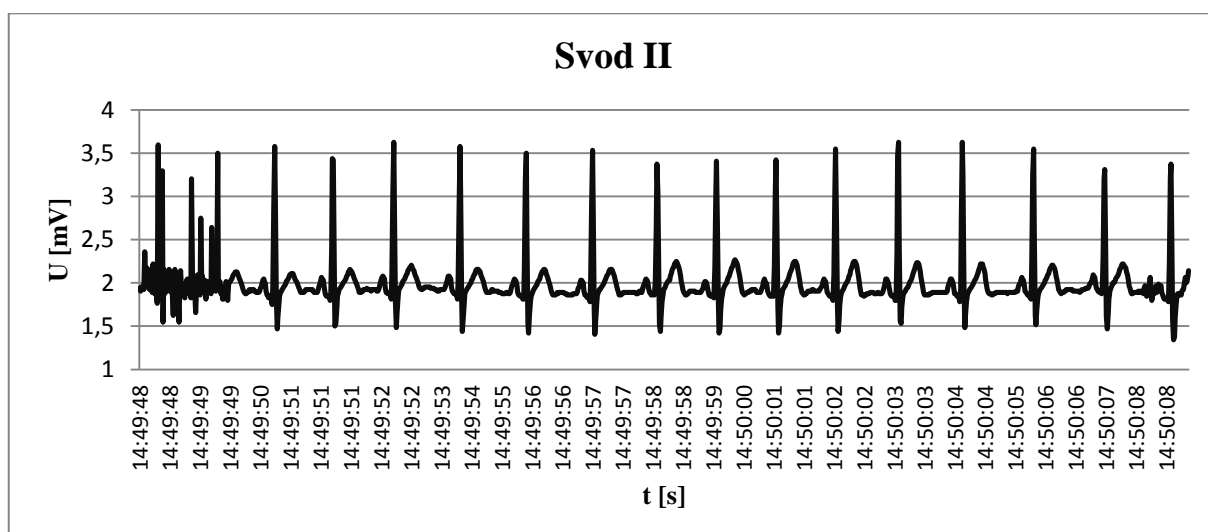
následovalo pětkrát zdvihnout a opět položit ruce. Třetí minutu probíhalo intenzivní zvedání a opětovné usedání na židli, což bylo během poslední minuty provedeno zhruba třicetkrát. Intenzivní pohyb v třetí minutě měření měl za úkol simulovat fyzickou činnost, která vede ke zrychlení srdečního rytmu.

EKG obrazy, které jsme zaznamenali pomocí modulu Medlab EG05000 jsou celkem čtyři. Jednotlivé obrazy tvoří rozdíl potenciálů vždy mezi dvěma elektrodami. Svod značený jako římská I zaznamenával signál mezi 1. a 4. elektrodou. Svod II zaznamenával signál mezi 1. a 2. elektrodou. Svod III sledoval signál mezi 4. a 2. elektrodou a svod značený jako C1 tvořil obraz mezi 3. a 5. elektrodou.

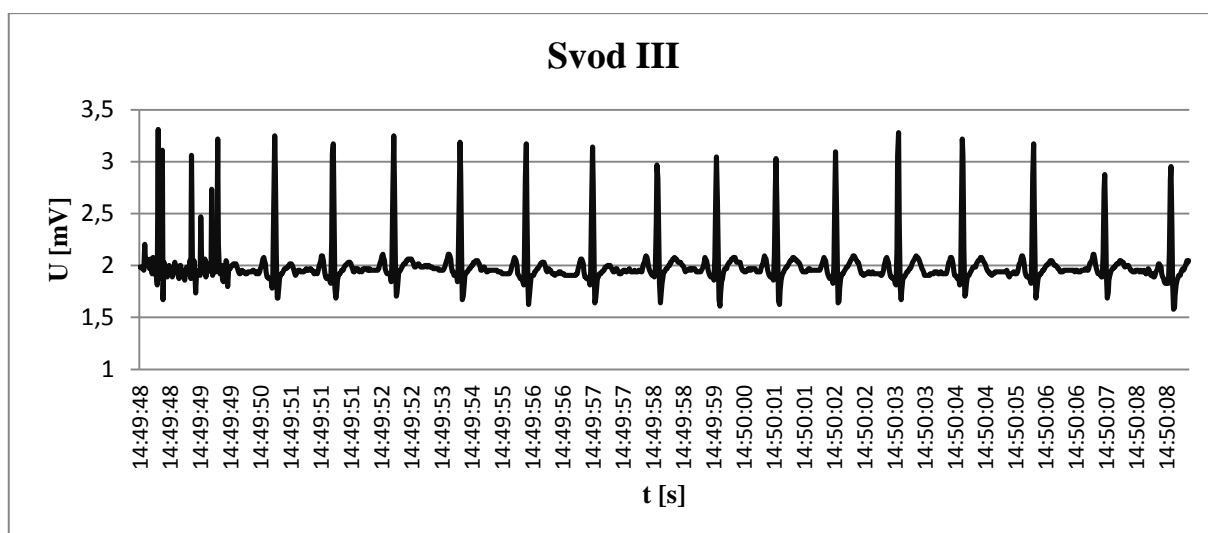
Následující grafy zobrazují zaznamenaný průběh srdečního rytmu v průběhu měření.



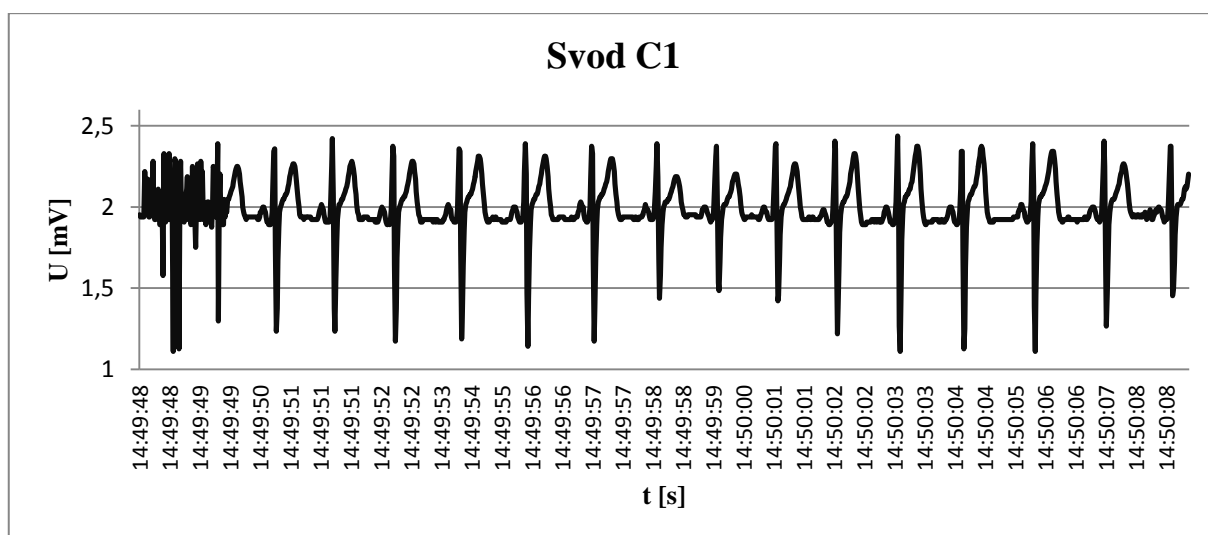
Graf 5.1 Signál zaznamenaný za prvních 20 vteřin ze svodu I.



Graf 5.2 Signál zaznamenaný za prvních 20 vteřin ze svodu II.



Graf 5.3 Signál zaznamenaný za prvních 20 vteřin ze svodu III.



Graf 5.4 Signál zaznamenaný za prvních 20 vteřin ze svodu C1.

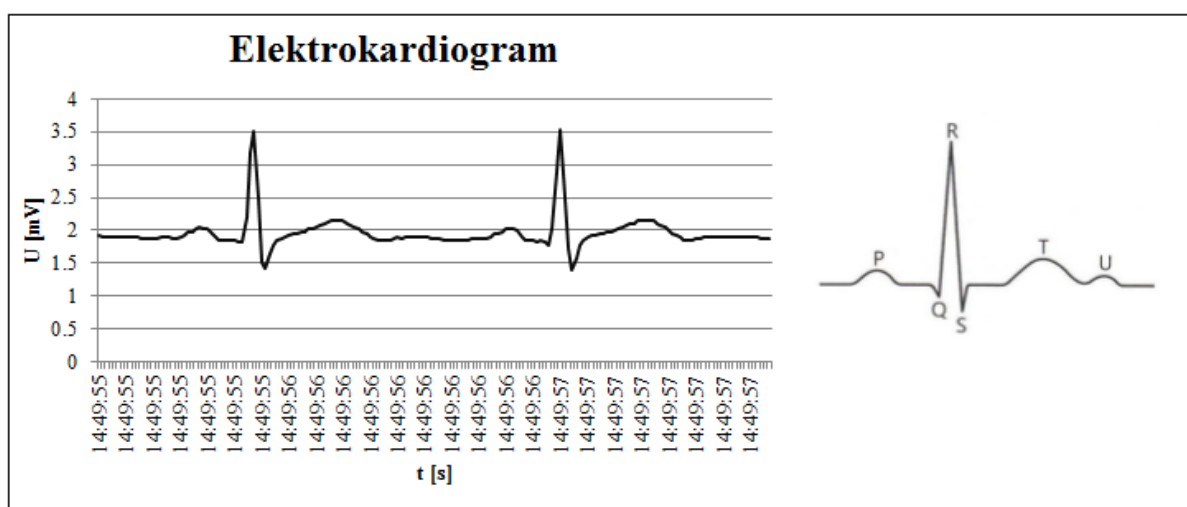
Grafy měřených svodů I, II, III a C1 se vzájemně liší svým průběhem. Důvodem těchto rozdílů je různý pohled na elektrickou aktivitu srdečního svalu. Jak již bylo řečeno v teoretické části, jednotlivé svody pohlížejí na srdce z různých úhlů pohledu, tudíž se jednotlivé elektrokardiogramy liší. Ze zobrazených grafů je zřejmé, že na začátku měření docházelo u obrazu ze všech snímaných svodů k nepřesnostem, které jsou v počátku grafu patrné na první pohled. Po připojení elektrod a nasazení hrudního pásu je potřeba, aby se elektrody stabilizovaly a byly schopné snímat signál z povrchu lidského těla. Ze záznamu všech svodů je zřejmé, že ke stabilizaci došlo již za jednu vteřinu.

Výsledky naměřené za pomoci hrudního pásu s elektrodami z materiálu Elitex[®] jsou kvalitní. Nepřesnosti ve výsledném obrazu se téměř nevyskytují. Zkreslený signál byl zaznamenan jen po začátku měření, ovšem další průběh má téměř identický tvar. Minimální a maximální hodnoty napětí zaznamenaného signálu jsou zobrazeny v následující tabulce.

Tab. 5.2 Minimální a maximální hodnoty naměřeného signálu.

	I	II	III	C1
min [mV]	1.578125	1.328125	1.5	1.046875
max [mV]	2.59375	3.65625	3.3125	2.453125

Detailnější pohled na znamenaný signál ukazuje, že křivka obsahuje všechny části elektrokardiogramu, které jsou popsány v teoretické části práce. Následující obrázek zobrazuje detailní pohled na část EKG obrazu, vlna P, QRS komplex i vlna T jsou dobře definovatelné i v porovnání s učebnicovým příkladem toho, jak má EKG signál vypadat.



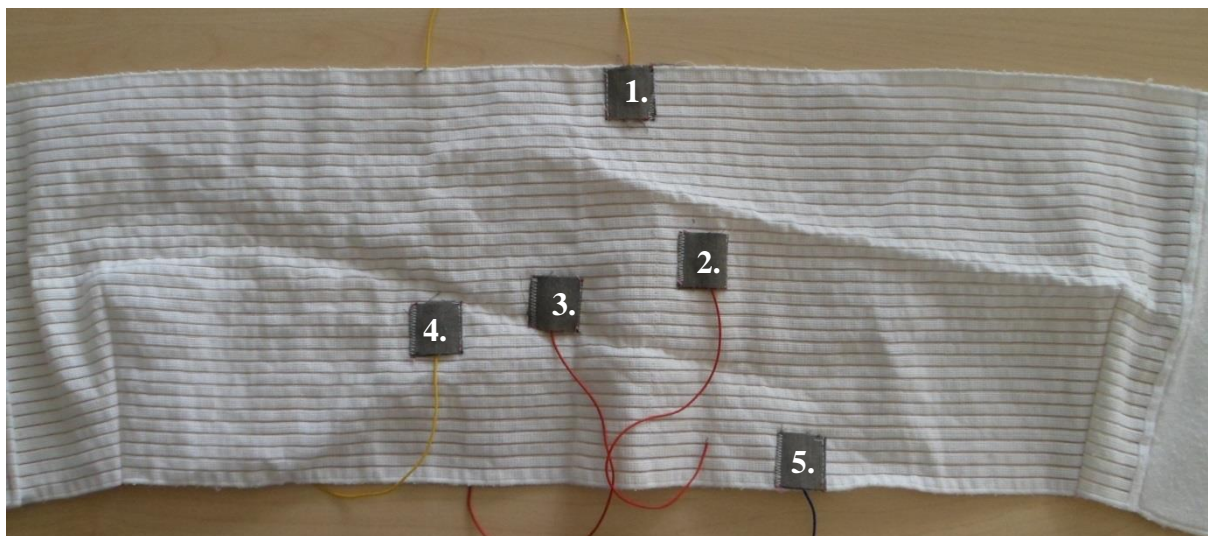
Obr. 5.5 Porovnání zaznamenaného EKG ze svodu II se vzorem [8].

Při porovnání naměřeného signálu pomocí textilních elektrod z materiálu ELITEX[®] a ukázkového příkladu, jak má průběh vypadat, jsem došel k závěru, že nedostatkem je absence vlny U, která je ovšem předmětem odborné diskuze u vědecké komunity zabývající se jejím významem a vznikem. Proto tento nedostatek nepokládám za důležitý. Druhým nedostatkem je přítomnost mírného šumu v naměřeném signálu. Ten je způsoben textilní strukturou elektrody, která nemá s pokožkou optimální kontakt. Ovšem i přes mírnou přítomnost šumu je kvalita naměřeného signálu srovnatelná s konvenčními měřicími prostředky.

5.2 Měření elektrodami z materiálu Silver.Stat[®]

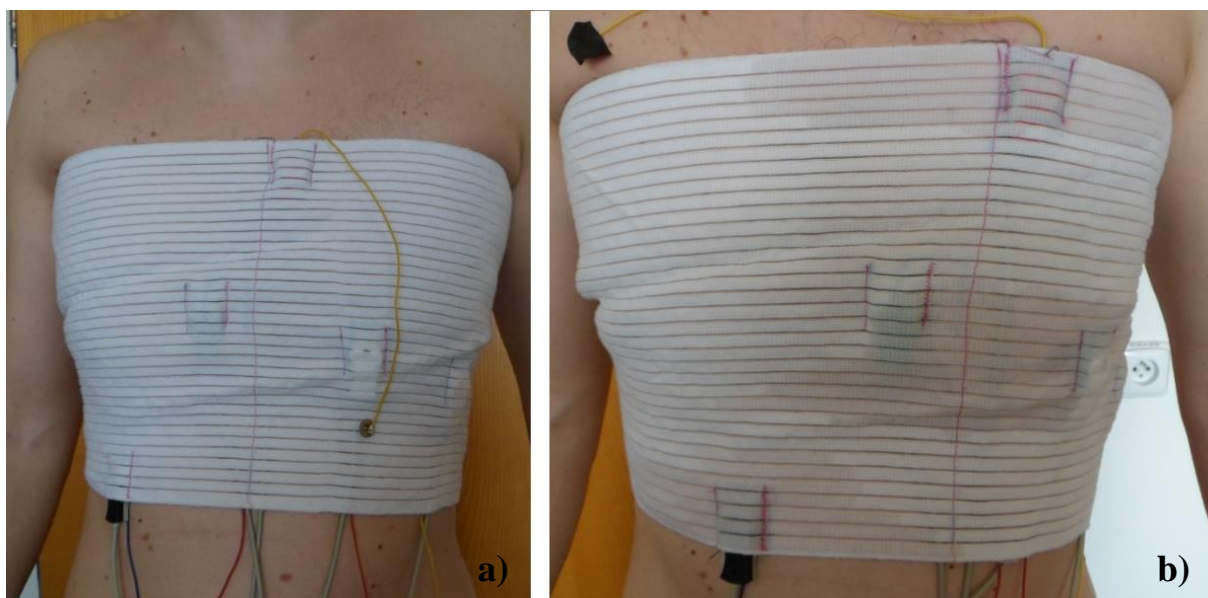
Tkaná textilie Silver.Stat[®] je tvořena 40% z polyamidu a zbylých 60% materiálu je ze stříbra. Z této textilie byly, na základě šablony pro návrh elektrod zmíněné v části o návrhu systému pro měření (kap. 4.1.3), vystřiženy vzorky použité pro samotné měření. Byly použity textrody o totožných rozměrech jako při použití materiálu ELITEX[®], tedy 60 x 30 mm, respektive 30 x 30 mm po přeložení podle středové osy. Elektrody zobrazené na obrázku 4.7

jsou exempláře použité přímo při praktickém měření. Na následujícím obrázku je zobrazen hrudní pás s již našitými elektrodami.



Obr. 5.6 Hrudní pás s našitými SilveR.Stat® elektrodami.

Měření proběhlo totožně jako s použitím elektrod v předchozím bodě. To znamená, že textrody byly navlhčeny vodou, aby bylo dosaženo lepšího kontaktu. Střed hrudního pásu byl opět nasazen figurantovi posunutý o 7 cm doleva, aby bylo dosaženo styku všech elektrod s pokožkou. Dále, aby nedocházelo k ovlivnění výsledků vnějšími vlivy, byly opět zaizolovány druky na nestíněných kabelech. Jednožilové kabely, tvořící vývody elektrod jsou k vidění na obrázku 5.6, zatím však bez připájených druků.

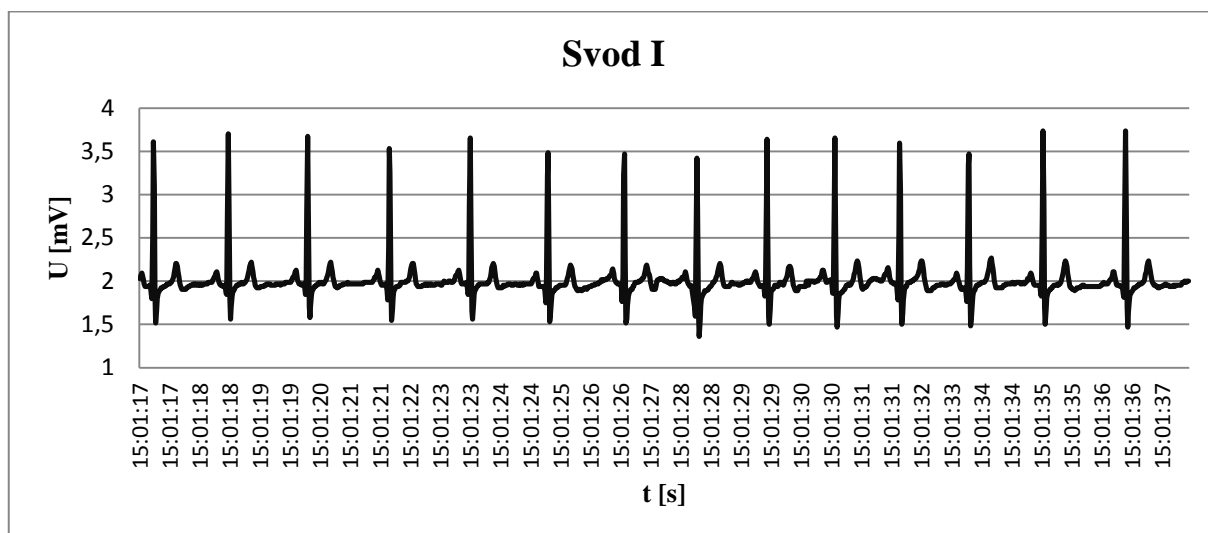


Obr. 5.7 a) Původní pozice pásu bez zaizolovaných druků na nestíněných kabelech; b) hrudní pás na finální pozici pro měření se zaizolovanými druky.

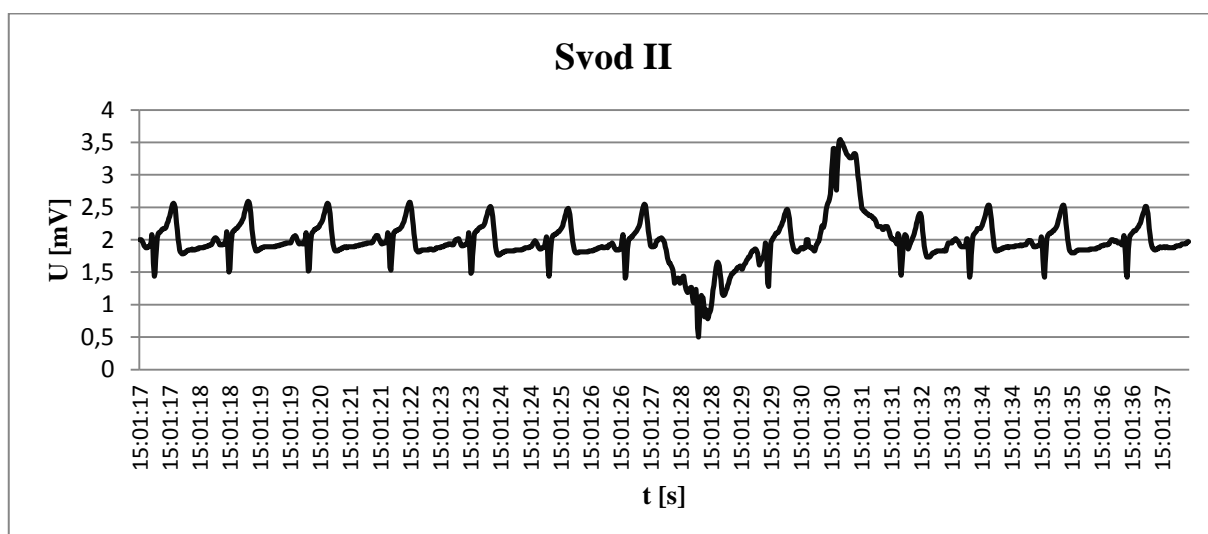
Sondy EKG modulu byly připojeny k elektrodám, ostatní části systému byly připraveny, a tudíž bylo možné provést celkové měření. Figurant opět první minutu pouze seděl v klidové

pozici na židli. Druhou minutu následovalo celkem pětkrát zvedání paží a jejich opětovné pokládání. Třetí minutu figurant opětovně vstával a usedal na židli, tuto činnost provedl zhruba 30 krát.

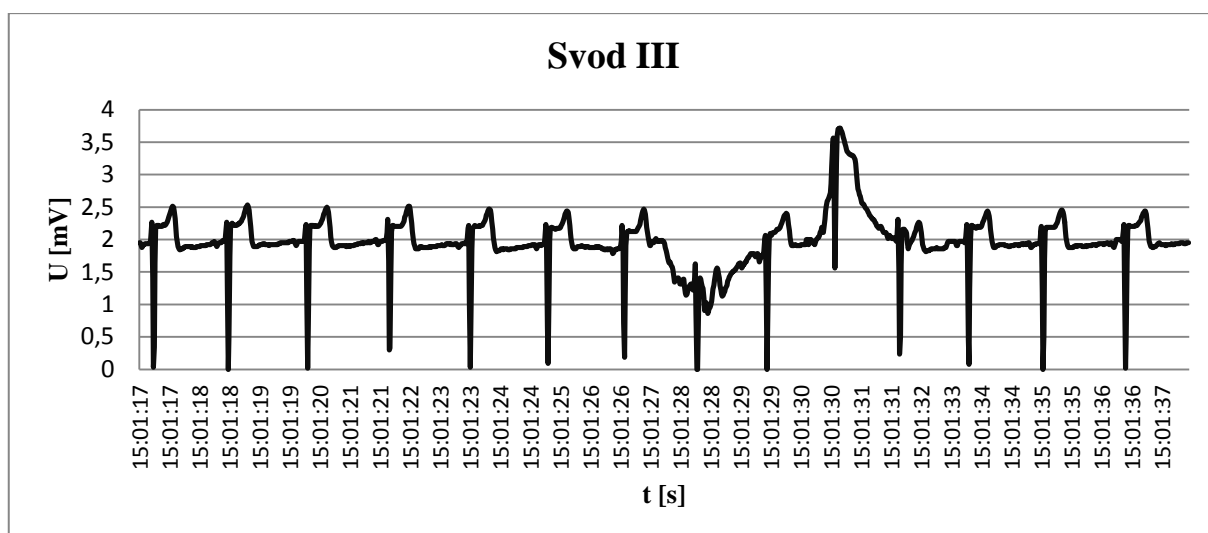
Z měření jsme opět získali čtyři obrazy EKG. Jednotlivé obrazy jsou opět značeny římskými I, II, III a C1. Části jednotlivých zaznamenaných obrazů elektrické činnosti srdečního svalu jsou na následujících grafech.



Graf 5.5 Úsek 20 vteřin zaznamenaného signálu ze svodu I.



Graf 5.6 Úsek 20 vteřin zaznamenaného signálu ze svodu II.



Graf 5.7 Úsek 20 vteřin zaznamenaného signálu ze svodu III.



Graf 5.8 Úsek 20 vteřin zaznamenaného signálu ze svodu C1.

Obrazy jednotlivých svodů se opět liší ve tvaru průběhu, díky různým pohledům na elektrickou aktivitu srdce. Časové úseky zaznamenaných hodnot jsou u všech grafů stejné. Při pohledu na všechny čtyři zaznamenané průběhy, jsou na obrazech ze svodů II, III a C1 zřetelně vidět abnormality, vybočující ze standartního průběhu signálu. Konkrétně se jedná o průběh v čase 15:01:27 až 15:01:31. V tomto úseku, trvajícím přibližně 5 vteřin, patrně došlo k přerušení kontaktu mezi elektrodou a pokožkou figuranta. V čase, kdy došlo k přerušení kontaktu, prováděl figurant podle plánu měření činnost, při které zvedal paže směrem vzhůru. Tyto pohyby zřejmě způsobily dočasné přerušení styku, což modul pro měření EKG patřičně zaznamenal. Důvodem, proč je ztráta kontaktu zaznamenaná pouze na obrazech ze svodů II a III je, že došlo ke ztrátě kontaktu mezi pokožkou a elektrodou číslo 2, neboť tato elektroda je společná pro zaznamenání obrazů ze svodů II a III. Protože je ve stejném čase zaznamenan výpadek signálu i u svodu C1, došel jsem k závěru, že došlo

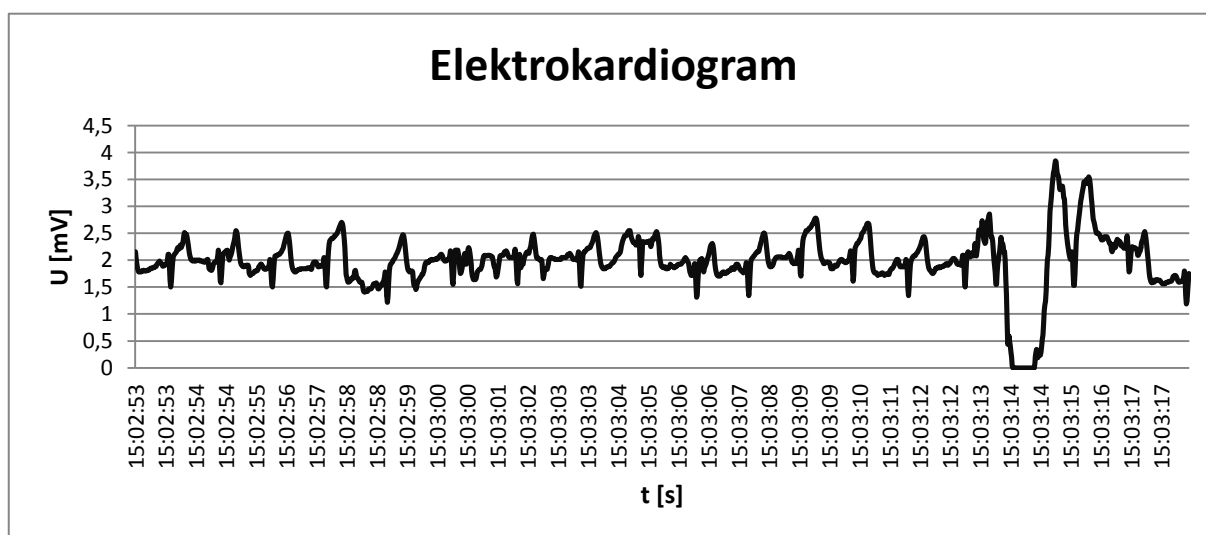
ke ztrátě kontaktu mezi kůží a elektrodou číslo 3. Kdyby došlo k odpojení elektrody číslo 5, tedy referenční elektrody, pak by byly ovlivněny výsledné obrazy všech svodů, ovšem obraz svodu I je v pořádku, tudíž došlo skutečně k přerušení kontaktu u textrody číslo 3.

Stejně jako u měření s elektrodami vyrobených z materiálu ELITEX[®], i textilní elektrody z materiálu SilveR.Stat[®] po zahájení měření podávali velice zašumělé signály, ovšem po jejich stabilizování, vše probíhalo normálně. Ustálení signálu opět netrvalo více než jednu vteřinu, stejně jako u měření s předchozím materiálem.

Minimální a maximální hodnoty napětí zaznamenaného signálu, vyjma úseků přerušení kontaktu mezi elektrodou a pokožkou, jsou uvedeny v následující tabulce.

Tab. 5.3 Minimální a maximální hodnoty naměřeného signálu.

	I	II	III	C1
min [mV]	1.359375	1.375	0	1.65625
max [mV]	3.78125	2.703125	2.59375	3.046875



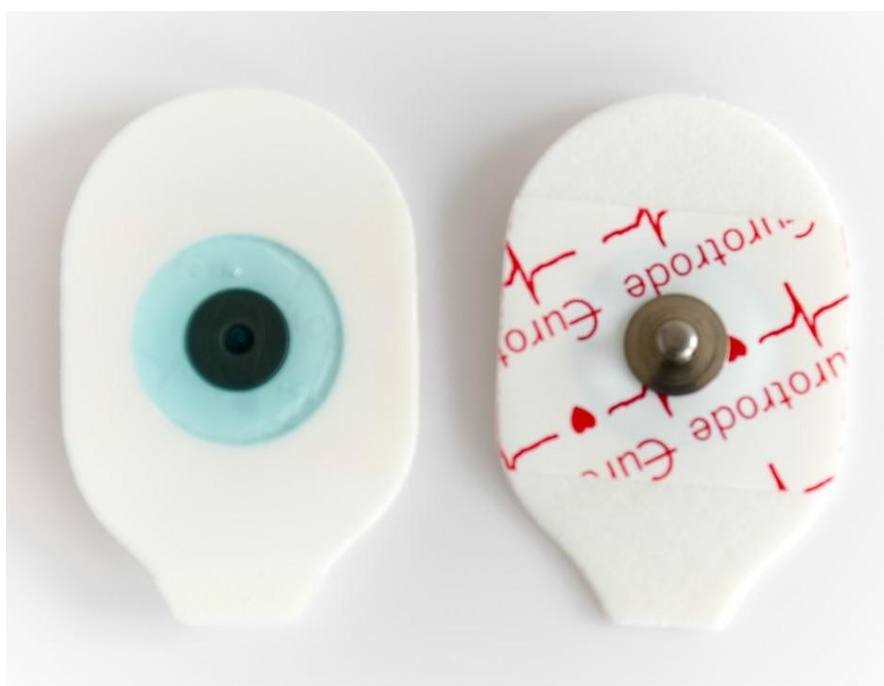
Graf 5.9 Úsek EKG obrazu ze svodu II při poslední fázi měření.

Na předchozím grafu je zobrazen časový úsek o délce 25 vteřin, ze kterého jsou patrné výkyvy oproti běžnému průběhu signálu. Tyto výkyvy jsou způsobeny pohybem figuranta, který při poslední fázi měření, tedy ve třetí minutě, prováděl intenzivní fyzické pohyby, které způsobili přerušení kontaktu mezi kůží a elektrodou. Obdobné výsledky, jako jsou zobrazené na uvedeném grafu, jsme získali při měření celé třetí části, tedy v průběhu třetí minuty našeho měření.

Kvalita naměřeného signálu pomocí hrudního pásu s elektrodami z materiálu SilveR.Stat[®] je obdobná jako u předchozího měření. Získaný elektrokardiogram je dobře čitelný a jsou v něm snadno rozpoznatelné jednotlivé části EKG křivky, kterými jsou vlna P, QRS komplex a vlna T.

5.3 Měření Ag/AgCl elektrodami

Kvůli možnosti porovnání získaných elektrokardiogramů za pomoci textilních elektrod, bylo provedeno měření za pomoci konvenčních elektrod používaných v běžné praxi. Jedná se o jednorázové elektrody určené pouze k jednomu použití. Elektroda je tvořena pěnovým nosičem, samolepícím hydrogelem na bázi Ag/AgCl, kdy gel na spodní straně elektrody tvoří aktivní plochu styku s pokožkou. Elektrody obsahují druk, aby je bylo možné připojit pomocí stíněných kabelů k zařízení vyhodnocující snímaná data, tedy k EKG modulu Medlab EG05000.



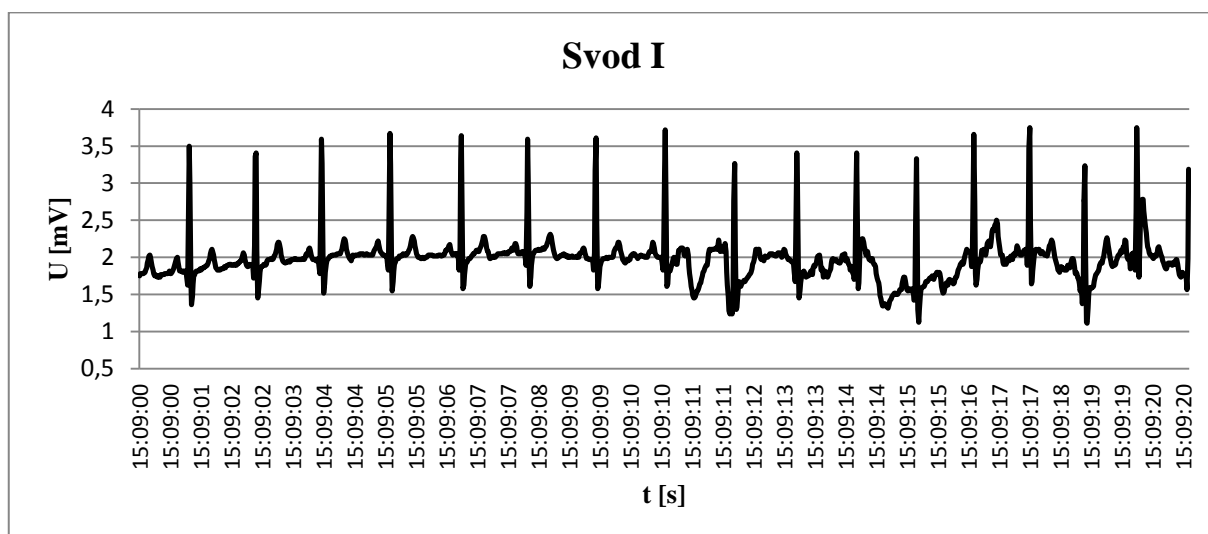
Obr. 5.8 Nalepovací Ag/AgCl elektrody.

Rozmístění sol-gelových elektrod bylo při měření stejné, jako u předchozích dvou případů. Pozice elektrod kopírovaly místa, jako tomu bylo u hrudního pásu, posunutého o 7 cm do leva. Po přichycení všech elektrod na vhodnou pozici jsme započali měření. Opět proběhly již zmiňované činnosti. První minutu figurant seděl v klidu na židli, aby se elektrody stabilizovaly, druhou minutu zvedal ruce a třetí minutu prováděl intenzivní fyzickou činnost, spočívající v opakovaném zvedání a usedání na židli. Následující obrázek ukazuje rozmístění jednotlivých elektrod na těle.

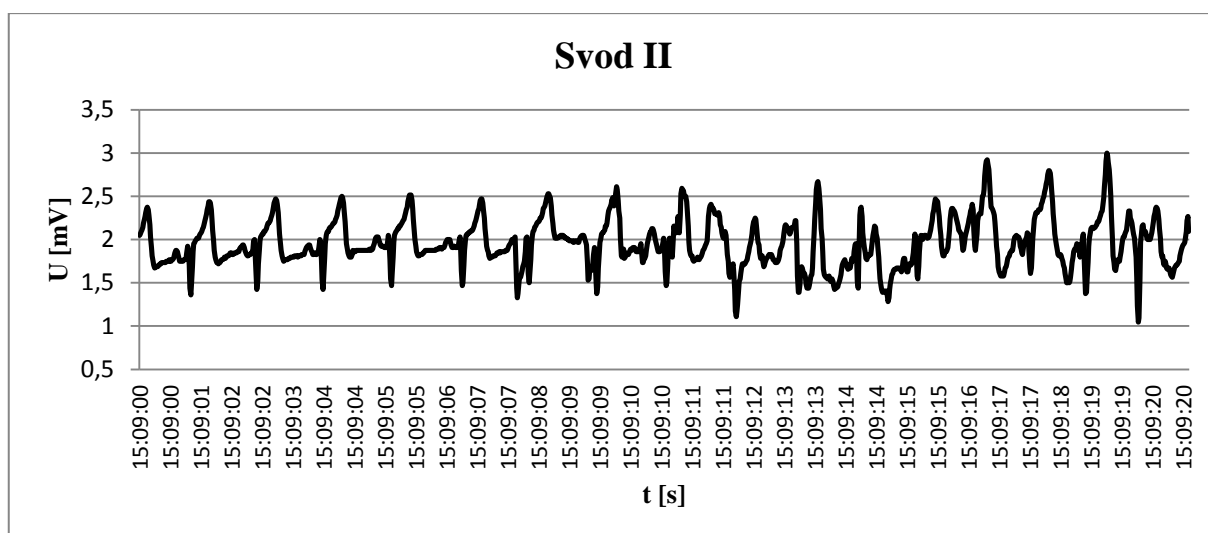


Obr. 5.9 Rozmístění Ag/AgCl elektrod

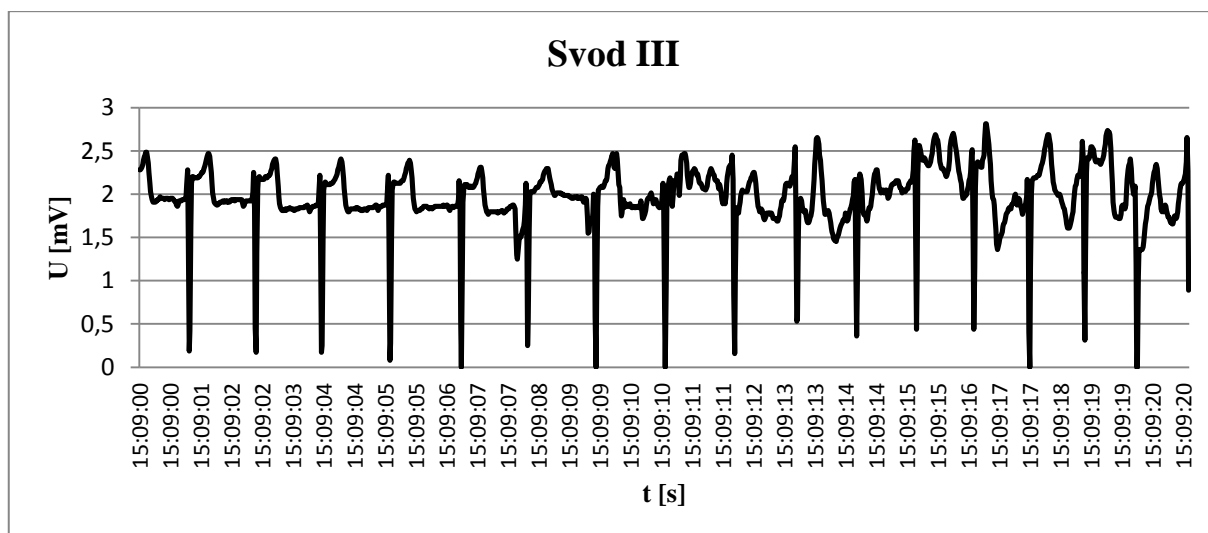
Zaznamenané výsledky jsou opět jako v předešlých měřeních značeny jako římská I, II, III a C1. Části EKG obrazů, získaných za pomoci sol-gelových elektrod jsou zobrazeny v následujících grafech.



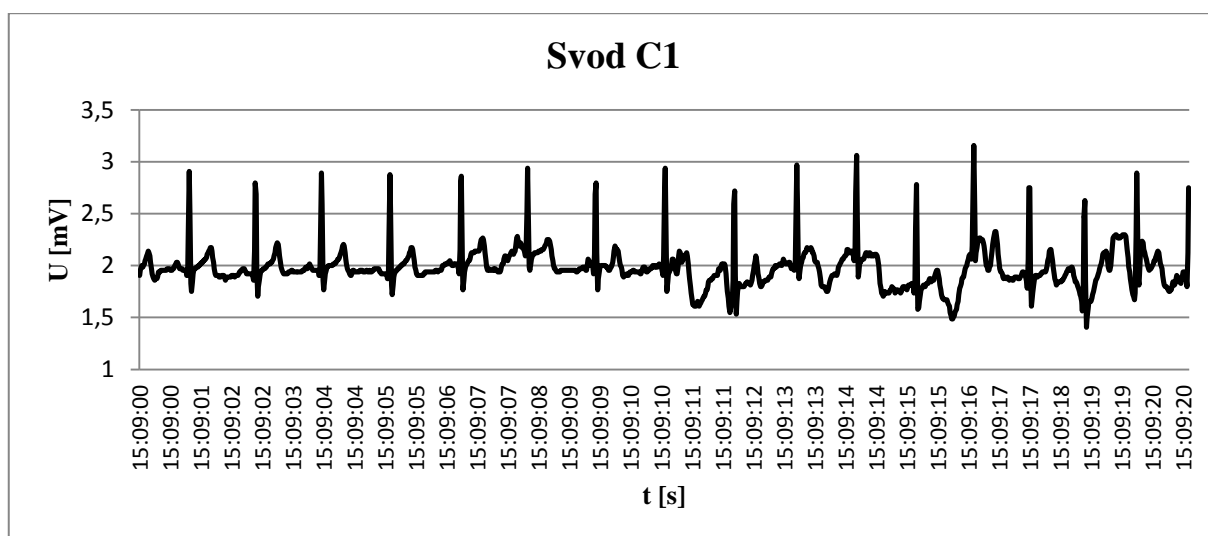
Graf 5.10 Úsek 20 vteřinového záznamu EKG ze svodu I.



Graf 5.11 Úsek 20 vteřinového záznamu EKG ze svodu II.

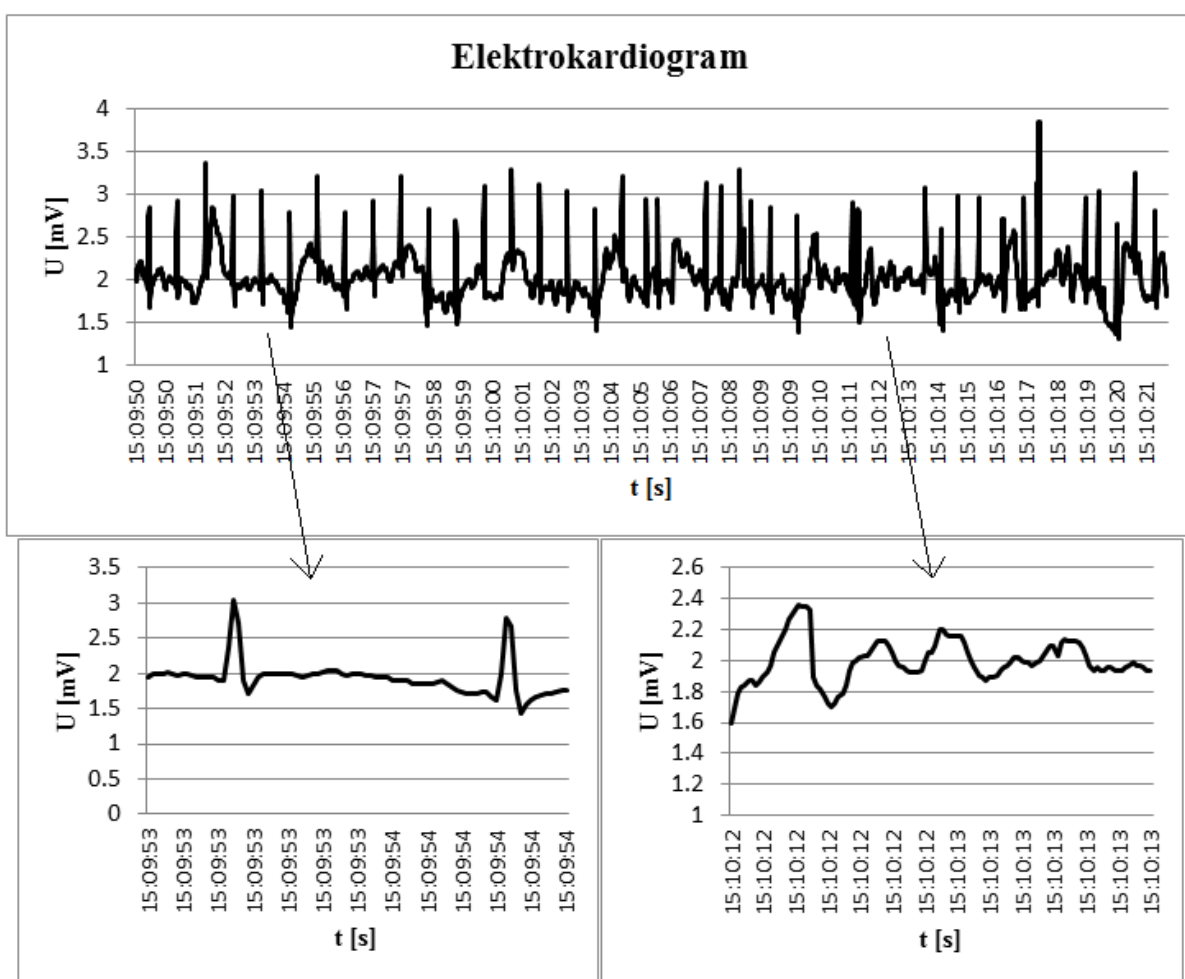


Graf 5.12 Úsek 20 vteřinového záznamu EKG ze svodu III.



Graf 5.13 Úsek 20 vteřinového záznamu EKG ze svodu C1.

Jednotlivé obrazy opět zobrazují jednotlivé pohledy na elektrickou aktivitu srdce. Výsledky naměřené pomocí sol-gelových elektrod, běžně používaných v lékařské praxi, jsou poměrně překvapující. Již při zběžném pohledu na uvedené grafy je zřejmé, že zaznamenaný signál obsahuje velké množství nepřesností a šumů. EKG obrazy jednotlivých svodů uvedených v grafech jsou záznamem v průběhu první minuty měření, tedy v čase, kdy figurant seděl v klidu na židli. Vzhledem k tomu, že obrazy ukazují záznam, který byl pořízen při nulovém pohybu figuranta, vypadají, jako by byly pořízené při fyzické činnosti, při které by mohlo dojít ke špatnému kontaktu mezi elektrodou a pokožkou. Protože jsou ale elektrody nalepovací, fakt, že by došlo k přerušení kontaktu, můžeme vyloučit, neboť by to znamenalo odpadnutí elektrody, což je případ, který při měření nenastal. Výkyvy se v naměřeném signálu vyskytují téměř po celou dobu zaznamenaného signálu. Následující graf poukazuje na nedostatky v naměřeném signálu, který obsahuje mnoho výkyvů odlišujících signál od běžných naměřených hodnot.



Graf 5.14 Ukázka signálu ze svodu C1 s detaily.

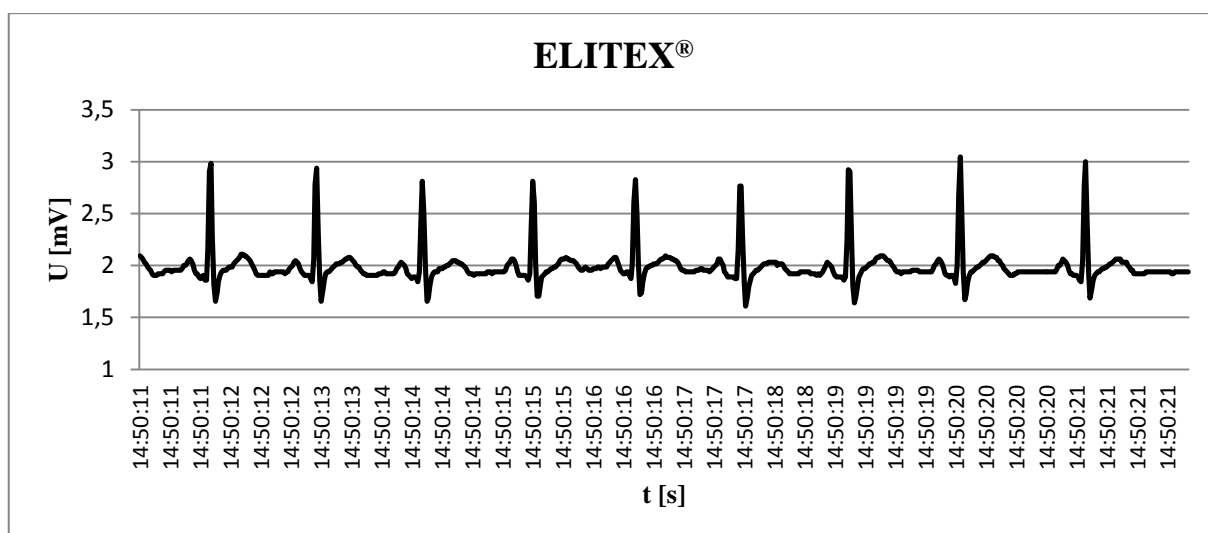
Graf 5.14 zobrazuje detailní pohled na části zaznamenaného signálu. V levé části detailu je vidět signál o přijatelné kvalitě. Je možné vidět malý náznak vlny P, QRS komplex je

viditelný a vidět je také náznak vlny T. Tyto výsledky ovšem nejsou nijak směrodatné a lékař by z takového elektrokardiogramu velmi obtížně diagnostikoval případné abnormality v srdeční aktivitě. Výsledky, zaznamenané na předchozím grafu jsou časově vymezeny začátkem druhé minuty měření, kdy figurant zvedal a pokládal ruce, čímž způsobil narušení optimálního signálu. V pravé spodní části grafu 5.14 je detailněji zobrazen narušený signál, ve kterém není sebemenší náznak nějaké části EKG křivky. Při poslední fázi měření se sol-gelovými elektrodami, tedy při třetí minutě byl získaný průběh srdečního rytmu velmi špatný. Nejpravděpodobnější příčinou těchto nevyhovujících výsledků je tedy intenzivní pohyb figuranta. Jelikož elektrody použité při měření měly ideální styk s pokožkou, špatný kontakt lze vyloučit.

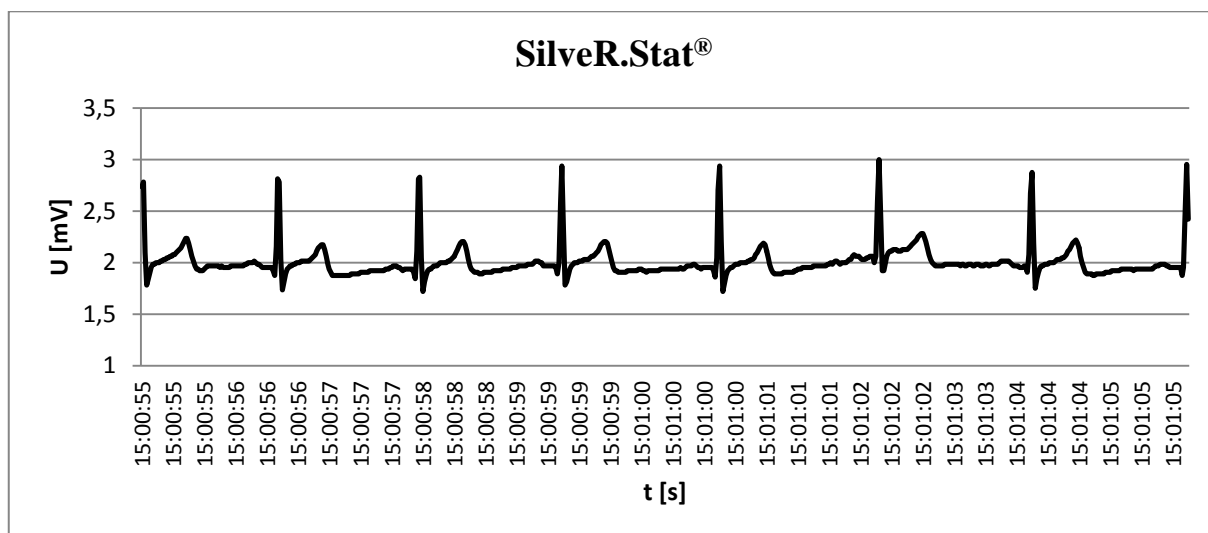
5.4 Porovnání naměřených výsledků

Aby bylo možné porovnat hodnoty naměřené textrodami z materiálů SilveR.Stat, ELITEX a Ag/AgCl elektrodami, je vhodné si zvolit stejný časový úsek u všech výsledků. Vzhledem k nevalnému výsledku při měření konvenčními Ag/AgCl elektrodami, vybral jsem k porovnání časový úsek z první minuty měření, kdy figurant seděl v klidu na židli. Z první minuty jsme totiž získali signál, který je vhodný k porovnání. V ostatních částech měření docházelo k neustálému rušení signálu a zaznamenané výsledky jsou téměř nepoužitelné. Jak již bylo řečeno, špatný kontakt mezi sol-gelovou elektrodou a kůží figuranta může být vyloučen. Nabízí se možnost, že svalové kontrakce, které jsou provázány určitým elektrickým bio potenciálem, při rychlém pohybu figuranta byly tak intenzivní, že ovlivnily výsledný obraz. Nevhodné rozmístění elektrod na hrudníku se nabízí také jako důvod nevyhovujících výsledků, ale jelikož bylo rozmístění totožné jako u měření s textilními elektrodami, které podaly perfektní výsledky, problém bude s největší pravděpodobností jinde. Nabízí se více příčin jako je stárání či skladování elektrod použitých při měření. Ze získaných výsledků příčinu nelze definovat, je to ovšem motivace pro další výzkum tohoto problému. K nalezení kořenové příčiny problému bude provedena série dalších experimentálních měření na Katedře technologií a měření.

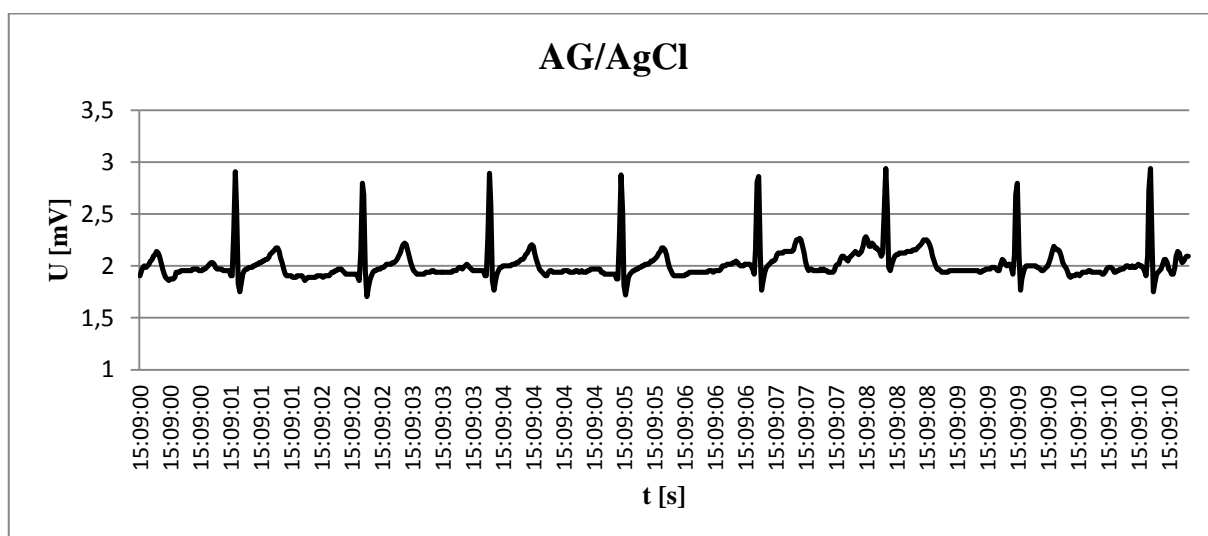
Následující grafy zobrazují deseti vteřinový obraz srdeční aktivity, pořízený jednotlivými prostředky. Pro porovnání jsem vybral obrazy, které si jsou svým průběhem podobné. U materiálu ELITEX[®] je ukázán obraz ze svodu III, u materiálu SilveR.Stat[®] je zobrazen elektrokardiogram ze svodu C1 a u běžných Ag/AgCl elektrod je také zobrazen obraz ze svodu C1.



Graf 5.15 Úsek signálu pořízený elektrodami z materiálu ELITEX®, svod III.



Graf 5.16 Úsek signálu pořízený elektrodami z materiálu SilveR.Stat®, svod C1.



Graf 5.17 Úsek signálu pořízený Ag/AgCl elektrodami, svod C1.

Grafy zobrazující obraz srdeční aktivity si jsou velmi podobné. Na všech jsou rozpoznatelné jednotlivé části signálu. U textrod z materiálu ELITEX[®] je zřetelně viditelná P vlna, QRS komplex, T vlna a dokonce je zde i malý náznak vlny U, kterou se nám pomocí ostatních metod detekovat nepodařilo. Získaný signál je pravidelný a v celém průběhu měření nedošlo k tomu, že by byl signál zašumělý, či nějakým způsobem ovlivněný. S použitím elektrod z materiálu Silver.Stat[®] se podařilo také získat signál, ve kterém jde identifikovat téměř všechny části EKG křivky, kromě vlny U. Jak již bylo řečeno, absence vlny U ve výsledném obraze není velký problém, neboť nejistota jejího významu znamená, že při bližším zkoumání elektrokardiogramu na ní není brán ohled. Vlna P na zobrazeném grafu, pro účely srovnání signálů, není příliš dobře viditelná, avšak její náznak se zde nachází. Při pohledu na obraz ze svodu I (graf 5.5) je vlna identifikovatelná.

Před praktickým měřením jsme spoléhali, že pomocí běžně používaných Ag/AgCl elektrod získáme kvalitní elektrokardiogram, který poté poslouží pro porovnání všech získaných výsledků. Ovšem při zpracování dat vyšlo najevo, že získaný signál obsahuje mnoho zašuměných hodnot, které pro srovnání s ostatními zaznamenanými signály nejsou příliš vhodné. Ovšem jiné výsledky nejsou k dispozici, tudíž lze brát v potaz pouze úseky signálu, které nejsou ničím zkreslené, jako je tomu například u grafu 5.17. Z něj lze vyčíst opět všechny důležité části EKG křivky. Vlna P je zde nepatrná, ale rozpoznat jí lze. QRS komplex je snadno definovatelný. Je tomu tak proto, že tato část signálu je u všech záznamů dominantní, neboť v průběhu srdeční činnosti, v EKG obraze označované jako QRS komplex dochází k největší elektrické aktivitě v srdečním svalu. T vlna je také dobře rozpoznatelná. V elektrokardiogramech z jednotlivých svodů se lze zaměřit na různé části EKG křivky, které jsou více, či méně viditelné z různých obrazů, které pohlížíjí na srdce z jiného úhlu. Bližší zkoumání zaznamenaných křivek ovšem není předmětem této práce, je to úloha patřící kardiologům.

Dle naměřených hodnot bylo nejlepších výsledků dosaženo za pomoci textrod z materiálu ELITEX[®]. Výsledný zpracovaný signál disponuje nejkvalitnějšími výsledky. Důkazem toho je, že elektrody byly schopné zaznamenat i vlnu U, kterou se nám pomocí ostatních metod nepodařilo detekovat. V průběhu celé zaznamenané části EKG obrazu nedošlo ani k jednomu neobvyklému výkyvu v signálu. Signál se měnil pouze v závislosti na fyzické zátěži figuranta. Když byla při měření prováděna simulace fyzických aktivit, došlo ke zvýšení amplitudy zaznamenaného signálu a k hustšímu výskytu jednotlivých částí obrazu EKG. Znamená to, že při vyšší zátěži organismu muselo srdce rychleji zásobit tělo okysličenou krví, a to s vyšším

tempem, než v klidovém stavu. Zvýšil se tedy průtok krve srdečními dutinami a průvodním jevem této činnosti je i vyšší elektrická aktivita srdce.

Elektrodami z materiálu SilveR.Stat[®] jsme dosáhli také velmi uspokojujících výsledků. Zaznamenaný signál je také relativně kvalitní, neboť všechny důležité části EKG křivky jsou z něj identifikovatelné. V průběhu měření ovšem došlo k několika výkyvům, které byly s největší pravděpodobností způsobeny pohybem figuranta, simulujícího fyzickou aktivitu. Chvilkové přerušení kontaktu může být přisuzováno hrudnímu pásu, na kterém byly elektrody našity. Pás už byl v horším stavu, než pás použitý pro testování textrod z materiálu ELITEX[®].

Významnou roli při měření pomocí textilních elektrod měly sondy, připojené za druk v elektrodách. Protože sonda byla zaváděna mezi hrudní pás a elektrodu, způsobila vyboulení elektrody směrem k tělu. Elastický hrudní pás, jehož nejdůležitější úlohou bylo přitlačení elektrod k tělu, pak vykonal svou práci a společně se zavedenými sondami došlo k výbornému kontaktu mezi pokožkou a elektrodami.

Pro odpověď, zda jsou vhodnější pro měření EKG textilní elektrody z materiálu SilveR.Stat[®], či ELITEX[®] bude nutné provést další experimenty. Oba materiály podaly překvapivě dobré výsledky. Ve prospěch ELITEX[®] hovoří signál bez jakýchkoliv známek rušení. Druhým argumentem je podoba samotných elektrod, které obsahují polyamidová vlákna potažená stříbrem, která jsou všitá do tkané textilie, a tento celek je poté přišitý k hrudnímu pásu. V neprospěch elektrod z materiálu SilveR.Stat[®] hovoří občasné zašumění signálu a fakt, že elektrody jsou vystřižené z textilie, vyrobené ze zmíněného materiálu, které již dále nebyly nijak ošetřeny, a častějším používáním těchto elektrod by mohlo dojít k postupné degradaci materiálu v podobě párání. Elektrody použité při měření jsou vyrobeny z konvenčních materiálů, které jsou běžně pratelné, tudíž zhodnocení elektrod z hlediska pratelnosti je vyhovující, neboť použité materiály jsou určeny k praní za pomoci běžných pracích cyklů.

Navržený systém použitý pro měření EKG je vhodný také pro měření srdečního tepu. Hodnoty frekvence srdečního tepu lze získat z naměřených výsledků jednoduchým způsobem. Při pohledu na získané hodnoty srdečního rytmu představuje QRS komplex maximální výchylku získaného signálu. Pokud sečteme všechny R kmity ze získaného průběhu v určitém časovém úseku, pak dostaneme odpovídající tepovou frekvenci v podobě počtu tepů za časový úsek.

6 Závěr

Hlavním cílem této diplomové práce bylo navrhnout vhodný systém pro měření EKG a srdečního tepu na základě získaných poznatků, uvedených v teoretické části práce. Využitím navrženého systému pak získat průběh elektrické aktivity srdečního svalu pomocí konvenčních sol-gelových elektrod a porovnat je se signálem získaným pomocí textilních elektrod. Tyto důležité milníky byly splněny a popsány v praktické části předkládané práce.

Hlavním přínosem je použití navrženého měřicího systému společně s textilními elektrodami, vyrobenými pro účely měření EKG. V kapitole 4 je detailně popsán návrh systému pro měření EKG a navazující kapitola 5 je věnována praktickému měření a diskuzi obdržených výsledků. Na základě získaných výsledků, z praktického měření jsem došel k závěru, že navržený systém pro měření EKG je vhodný pro použití, neboť získaný záznam průběhu elektrické aktivity srdce je velmi kvalitní. Obsahuje všechny části EKG křivky, které jsou důležité pro jeho následnou analýzu způsobitou osobou. Při porovnávání naměřených výsledků, získaných textilními elektrodami a Ag/AgCl elektrodami se objevil problém, v podobě nepříliš kvalitního záznamu pořízeného sol-gelovými elektrodami, kdy pořízený signál obsahuje nespočet zašuměných částí. Z výše uvedených skutečností je patrné, že porovnání naměřených záznamů EKG bylo obtížné. Avšak při selekci určité časové části záznamu, bylo porovnání získaných obrazů možné. Nejlepších výsledků jsme dosáhli při použití textilních elektrod z materiálu ELITEX[®]. Získaný elektrokardiogram z průběhu praktického měření neobsahuje žádný šum, celý průběh je ucelený a výsledný signál dobře čitelný, se snadnou identifikací jednotlivých částí EKG křivky. Za pomoci elektrod, zhotovených z materiálu SilveR.Stat[®] jsme dosáhli také kvalitních výsledků. Ovšem zaznamenaný průběh signálu obsahuje několik zašuměných částí, které byly způsobeny přerušením kontaktu mezi elektrodou a pokožkou figuranta, což mohlo být způsobeno skutečností, že použitý hrudní pás se SilveR.Stat[®] elektrodami byl v horším stavu než pás s elektrodami ELITEX[®]. Signál pořízený textilními elektrodami při vlastním měření, předčil svou kvalitou výsledky zaznamenané konvenčními sol-gelovými elektrodami. Tedy navržený systém je schopný podat výsledky, které jsou srovnatelné s výsledky získávanými v běžné lékařské praxi při klasickém měření EKG.

Předkládaná práce může sloužit jako podklad pro další výzkum v této oblasti. Do budoucna by bylo vhodné se zaměřit na miniaturizaci celého systému, aby bylo možné jej použít pro několikadenní EKG monitorování. Opatření hrudního pásu a elektrod suchým zipem by umožnilo jejich individuální umístění v závislosti na stavbě těla.

Seznam literatury

- [1] *Intelligent textiles and clothing*. Editor H Mattila. Woodhead, 2006, xviii, 506 s. ISBN 18-456-9005-2.
- [2] EDITORS LARS HALLNÄS, Pernilla Walkenström. *Ambience 08 International Scientific Conference: proceedings 2008 : smart textiles - technology and design : Borås, Sweden*. Borås: Centrum för textilforskning (CTF), The Swedish School of Textiles, University College of Borås, 2008. ISBN 978-919-7557-634. Dostupné z: <http://www.smarttextiles.se/index.php/en/notice-board/31-ambience08-inget-kvadratisk-taenk-naer-smarta-textilier-stod-i-fokus>.
- [3] RATTFALT, Linda, Michel CHEDID, Peter HULT, Maria LINDÉN a Per ASK. Electrical Properties of Textile Electrodes. In: SOCIETY, Sponsored by the Institute of Electrical and Electronics Engineers Signal Processing. *29th Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society, 2007* [online]. Piscataway, NJ: IEEE, 2007 [cit. 2013-12-13]. ISBN 9781424407880. Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=4353649&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D4353649.
- [4] DEMEYERE, Emmanuel, Heirbaut GUIDO a Van Steenlandt WIM. *Garment Comprising Electrode* [patent]. Užitený vzor, WO0102052A2. Uděleno 11.01.2001. Zapsáno 07.06.2000. Dostupné z: <http://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?CC=WO&NR=0102052A2&KC=A2&FT=D> Patent - WO2012140522A2.
- [5] PHILLIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH. *ELECTRODE FOR ACQUIRING PHYSIOLOGICAL SIGNALS OF A RECIPIENT* [patent]. Užitený vzor, WO 2009013704 A2. Uděleno 29.01.2009. Zapsáno 21.07.2008. Dostupné z: <http://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?CC=WO&NR=2009013704A2&KC=A2&FT=D>.
- [6] UNIVERSIDADE DO MINHO. *ELECTRODES BASED ON TEXTILE SUBSTRATES* [patent]. Užitený vzor, EP 2671506 A1. Uděleno 29.01.2009. Zapsáno 21.07.2008. Dostupné z: <http://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?CC=EP&NR=2671506A1&KC=A1&FT=D>.
- [7] *EKG* [online]. 2010 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://vysetreni.vitalion.cz/ekg/>.
- [8] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 1. české vyd. Praha: Grada,

- 2013, 192 s. ISBN 978-802-4742-465.
- [9] VÍTEK, Martin. *AUTOMATICKÉ ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG*. Brno, 2010. Dostupné z: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=34194. Dizertační práce. VUT Brno.
- [10] OSMANČÍK, Pavel. *EKG Učebnice* [online]. 2012 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/1-1-0-0-cz-akcni-potencial/1-1-3-0-cz-historie-a-dnesni-standard-pri-ekg-zaznamu.html>.
- [11] h *Einthoven's triangle* [online]. 2012 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://quizlet.com/11989513/cohort9-final-exam-flash-cards/>.
- [12] MEFANET. *Elektrokardiografie* [online]. 2006 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>.
- [13] MEFANET. *Popis EKG* [online]. 2011 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Popis_EKG.
- [14] SilveR.STAT® fibre. *R.STAT - Technical Fibres* [online]. 2010 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://www.r-stat.fr/uk/silveRstat-fibre.php>.
- [15] IMBUT GMBH. *ELITEX®* [online]. 17.10.2013 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: http://www.imbut.de/uploads/media/DB-ELITEX_englisch.pdf.
- [16] *ELITEX* [online]. 20.2.2013 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:ELITEX-Faeden.jpg>.
- [17] *Man Figure Stock Photo* [online]. 2014 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://www.dreamstime.com/stock-photo-man-figure-vector-illustration-mens-different-body-types-silhouette-image35623680>.
- [18] DM SOFTWARE. *Reading the Holter ECG Report* [online]. 30.03.2011 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://www.holterdms.com/HTML%20Pages/Home%20Page.html>.
- [19] *EG05000 - Five Channel EKG Module* [online]. 20.12.2013 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://www.medlab.eu/english/modules/ekgmodules/eg05000/index.html>.
- [20] RPISHOP.CZ. *Raspberry Pi Model B 512 MB RAM Rev. 2.0* [online]. 2014 [cit. 2014-05-11]. Dostupné z: <http://rpishop.cz/raspberry-pi-pocitace/8-raspberry-pi-0766897151323.html>.

Seznam příloh

Příloha A Harmonogram a plán praktického měření

Příloha B Poznámky z praktického měření

CD přílohy

Příloha C Hodnoty získané praktickým měření pomocí textilních elektrod z materiálu ELITEX[®] (Priloha_C.pdf)

Příloha D Hodnoty získané praktickým měřením pomocí textilních elektrod z materiálu SilveR.Stat[®] (Priloha_D.pdf)

Příloha E Hodnoty získané praktickým měřením pomocí klasických Ag/AgCl elektrod (Priloha_E.pdf)

Příloha A – Harmonogram a plán praktického měření

Doba jednotlivých měření: 3 minuty

0 – 60 s	Stabilizace elektrod v klidu (sezení)
60 – 120 s	Zvedání a pokládání rukou - 5x
120 – 180 s	Zvednutí a posazení na židli – 30x

Harmonogram měření:1. Hrudní pás s našitými **SilveR.Stat**[®] elektrodami.

SVOD	Stíněné kabely
I (1 – 4)	
II (1-2)	
III (4-2)	
C1 (3-5)	

2. Hrudní pás s našitými **SilveR.Stat**[®] elektrodami

SVOD	Nestíněné kabely
I (1-4)	
II (1-2)	
III (4-2)	
C1 (3-5)	

3. Hrudní pás s našitými elektrodami **ELITEX**[®]

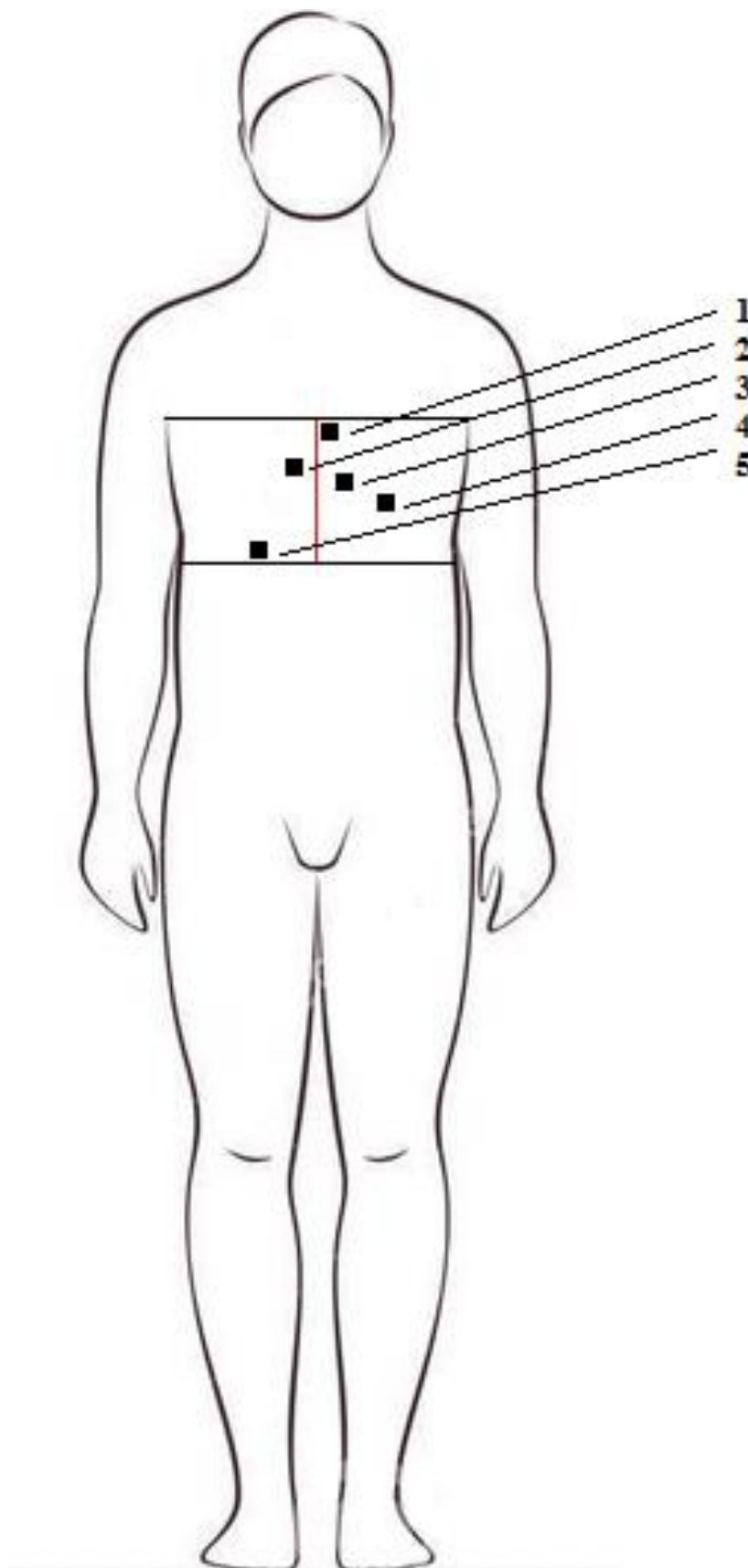
SVOD	Stíněné kabely
I (1-4)	
II (1-2)	
III (4-2)	
C1 (3-5)	

4. Hrudní pás s našitými elektrodami **ELITEX**[®]

SVOD	Nestíněné kabely
I (1-4)	
II (1-2)	
III (4-2)	
C1 (5-3)	

5. Měření pomocí konvenčních **Ag/AgCl** elektrod

SVOD	Stíněné kabely
I (1-4)	
II (1-2)	
III (4-2)	
C1 (5-3)	



Příloha B – Poznámky z praktického měření

Měření	Poznámky
M1 – klasické Ag/AgCl elektrody	<ul style="list-style-type: none"> • Původní rozmístění elektrod podle obrázku <p>Název souboru: 2014-04-26_13-08-00_AgCl_M1.csv</p>
M2 – hrudní pás s elektrodami z materiálu ELITEX	<ul style="list-style-type: none"> • Původní rozmístění elektrod podle obrázku • Elektrody navlhčené vodou <p>Název souboru: 2014-04-26_13-33-20_Elitex_M2.csv</p>
M3 – hrudní pás s elektrodami ELITEX	<ul style="list-style-type: none"> • Hrudní pás posunut cca. 7,5 cm doleva – zejména kvůli kontaktu elektrody č. 1 • Elektrody navlhčené vodou • Zaizolované druky na nestíněných kabelech • Podložní látka patřičně urovňována kvůli kontaktu mezi elektrodami a kůží <p>Název souboru: 2014-04-26_13-56-29_Elitex_M3.csv</p>
M4 – hrudní pás s elektrodami Silver.Stat	<ul style="list-style-type: none"> • Hrudní pás posunutý cca. 7,5 cm doleva • Elektrody navlhčené vodou • Zaizolované druky na nestíněných kabelech <p>Název souboru: 2014-04-26_14-10-10_SS_M4.csv</p>
Aktualizován SW pro záznam hodnot	
M41a , M41b – hrudní pás s elektrodami Silver.Stat	<ul style="list-style-type: none"> • Zkouška měření za pomoci aktualizovaného SW • Navlhčené elektrody • Posunutý hrudní pás • Zaizolované druky na nestíněných kabelech <p>Název souboru: 2014-04-26_14-32-30_SS_M41a.csv Název souboru: 2014-04-26_14-32-30_SS_M41b.csv</p>
M5 – hrudní pás s elektrodami ELITEX	<ul style="list-style-type: none"> • Hrudní pás posunutý cca. 7,5 cm doleva • Elektrody navlhčené vodou • Zaizolované druky na nestíněných kabelech • Podložní látka patřičně urovňována kvůli kontaktu mezi elektrodami a kůží <p>Název souboru: 2014-04-26_14-49-48_Elitex_M5.csv</p>
M6 – hrudní pás s elektrodami Silver.Stat	<ul style="list-style-type: none"> • Hrudní pás posunutý cca. 7,5 cm doleva • Elektrody navlhčené vodou • Zaizolované druky na nestíněných kabelech <p>Název souboru: 2014-04-26_15-00-25_SS_M6.csv</p>
M7 – klasické Ag/AgCl elektrody	<ul style="list-style-type: none"> • Elektrody rozmístěny analogicky dle posunutí hrudního pásu při měření za pomoci textilních elektrod <p>Název souboru: 2014-04-26_15-08-49_AgCl_M7.csv</p>