

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MĚŘENÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Využití „Smart textile“ pro monitorování životních
funkcí**

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Jan ŠVÁB**
Osobní číslo: **E13B0392P**
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**
Název tématu: **Využití "Smart textile" 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 běžné způsoby měření: a. EKG b. Srdečního tepu c. Saturace krve kyslíkem
2. Popište způsoby měření životních funkce dle bodu 1 s využitím "Smart textile".
3. Proveďte srovnání obou způsobů měření životních funkcí popsaných v bodech 1 a 2. Zhodnoťte jejich výhody, nevýhody a oblasti jejich použití.
4. Vyhledejte na trhu dostupná zařízení pro monitorování životních funkcí s využitím "Smart textile".

Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **20 - 30 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

1. **Jayaraman S., Kiekens P., Grancaric A. M., Intelligent Textiles for Personal Protection and Safety, 2005.**
2. **Langenhove L. V., Smart textiles for medicine and healthcare: Materials, systems and applications, 2007.**
3. **Mattila H., Intelligent textiles and clothing, 2006.**
4. **Elektronické internetové zdroje**

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Lukáš Mraček

Regionální inovační centrum elektrotechniky

Datum zadání bakalářské práce: **15. října 2014**

Termín odevzdání bakalářské práce: **8. června 2015**

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



Doc. Ing. Vlastimil Skočil, CSc.
vedoucí katedry

V Plzni dne 15. října 2014

Abstrakt

Předkládaná bakalářská práce je zaměřena na využití inteligentních textilií pro monitorování životních funkcí. V první kapitole jsou popsány běžně využívané metody pro měření EKG, srdečního tepu a saturace krve kyslíkem. Další kapitola je zaměřená na provedení těchto měření pomocí inteligentních textilií. Následně jsou uvedené metody vzájemně porovnány a zhodnoceny jejich výhody a nevýhody. V práci jsou také popsány některé produkty využívající technologie chytrých textilií, které jsou již dostupné na trhu. Poslední část je věnována praktickým měřením a jejich výsledkům.

Klíčová slova

Inteligentní textilie, EKG, tep, saturace krve kyslíkem, dvanáctisvodové EKG, pulzní oxymetrie, textilní elektrody, vodivá vlákna

Abstract

The bachelor thesis presents the smart textiles and their use for monitoring vital signs. In the first chapter there are described the commonly used methods for measuring ECG, heart rate and blood oxygen saturation. Next chapter is aimed at measuring the same vital signs by smart textiles. After that there is a comparison of all methods mentioned above and their advantages and disadvantages are pointed out. This paper describes some of the products using the smart textile technology which are available on the market at this time. The last part of this thesis is dedicated to the practical measurements and their results.

Key words

Smart textiles, ECG, heart rate, blood oxygen saturation, 12 lead ECG, pulse oximetry, textile electrodes, conductive fibres, yarns

Prohlášení

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

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

.....
podpis

V Plzni dne 4.6.2015

Jan Šváb

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucímu práce Ing. Lukáši Mračkovi za odborné vedení a cenné rady. Zároveň děkuji Ing. Radku Soukupovi, Ph.D. a Ing. et Ing. Petru Kašparovi, Ph.D. za poskytnutí vzorků a rad k praktickým měřením. V neposlední řadě bych rád poděkoval i studentům Bc. Tomáši Bryndovi a Bc. Janu Hovorkovi za spolupráci při praktických měřeních.

Obsah

OBSAH	7
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	9
ÚVOD	11
1 BĚŽNÉ ZPŮSOBY MĚŘENÍ ŽIVOTNÍCH FUNKCÍ	13
1.1 EKG.....	13
1.1.1 Srdce a srdeční akce.....	13
1.1.2 Historie EKG.....	14
1.1.3 EKG svody.....	15
1.1.4 Záznam EKG.....	18
1.1.5 Využití EKG.....	20
1.2 SRDEČNÍ TEP.....	21
1.2.1 Měření tepu.....	22
1.2.2 Poruchy tepu.....	23
1.3 SATURACE KRVE KYSLÍKEM.....	23
1.3.1 Měření okysličení krve.....	23
2 CHYTRÉ TEXTILIE	25
2.1 HISTORIE.....	25
2.2 VYUŽÍVANÉ TECHNOLOGIE A MATERIÁLY.....	26
2.2.1 Používané materiály.....	26
2.2.2 Materiály s tvarovou pamětí.....	27
2.2.3 Materiály s fázovou změnou.....	28
2.2.4 Vodivá vlákna.....	29
2.3 FUNKCE INTELIGENTNÍCH TEXTILÍ.....	31
2.4 MĚŘENÍ EKG.....	31
2.4.1 Rozmístění elektrod.....	32
2.4.2 Příklad inteligentního trička pro měření EKG.....	34
2.5 MĚŘENÍ TEPU.....	35
2.6 SATURACE KRVE KYSLÍKEM.....	37
3 POROVNÁNÍ JEDNOTLIVÝCH METOD MĚŘENÍ	39
3.1.1 Měření EKG.....	39
3.1.2 Měření srdečního tepu.....	41
3.1.3 Měření okysličení krve.....	42
4 DOSTUPNÉ PRODUKTY NA TRHU CHYTRÝCH TEXTILÍ	44
4.1 ADIDAS miCOACH.....	44
4.2 OMSIGNAL BIOMETRIC SMARTWEAR.....	46
4.3 EXMOBABY.....	48
4.4 OSTATNÍ PRODUKTY.....	49
5 PRAKTICKÁ MĚŘENÍ	52
5.1 MĚŘICÍ SYSTÉM.....	52
5.2 MĚŘENÍ POMOCÍ PÁSŮ S TEXTILNÍMI ELEKTRODAMI.....	53
5.2.1 Postup měření pomocí textilních pásů.....	53

5.2.2	<i>Měření pásem s pěti elektrodami v klidovém stavu</i>	54
5.2.3	<i>Měření pásem se čtyřmi elektrodami v klidovém stavu.....</i>	54
5.2.4	<i>Měření pásem se čtyřmi elektrodami při mírné zátěži.....</i>	55
5.2.5	<i>Měření pásem se čtyřmi elektrodami při větší zátěži.....</i>	55
5.2.6	<i>Opakované měření pomocí pásu s pěti elektrodami v klidovém stavu.....</i>	55
5.3	MĚŘENÍ POMOCÍ PODPRSENEK S VODIVÝMI VLÁKNY.....	55
5.3.1	<i>Postup měření.....</i>	55
5.3.2	<i>Měření pomocí podprsenky s dvěma elektrodami v klidovém stavu</i>	56
5.3.3	<i>Měření pomocí podprsenky s dvěma elektrodami při mírné zátěži.....</i>	56
5.3.4	<i>Měření pomocí podprsenky se čtyřmi elektrodami v klidovém stavu.....</i>	57
5.4	HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ A POROVNÁNÍ.....	57
	ZÁVĚR.....	60
	SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ.....	62
	PŘÍLOHY	71

Seznam symbolů a zkratek

EKG	Elektrokardiografie
P	Označení vlny EKG představující depolarizaci síní
Q	Označení prvního negativního kmitu EKG
R	Označení každého pozitivního kmitu EKG
S	Označení každého negativního kmitu nastávajícího po kmitu R
T	Označení vlny EKG vznikající repolarizací komor
U	Označení vlny EKG vytvořené důsledkem repolarizace svalů
AV	Atrioventikulární
V1-V6	Značení hrudních svodů
V3R	Označení třetího svodu pravostranného prekordia
Ni-Cd	Materiál nikl-kadmium používaný v bateriích
AC	Střídavý proud (Alternating current)
pH	Vodíkový exponent (Potential of hydrogen)
GPS	Globální navigační systém (Global positioning systém)
MEMS	Mikro-elektronické mechanické systémy
NiTiNOL	Slitina niklu a titanu vynalezená firmou NOL
AgCl	Chlorid stříbrný
AgNy	Stříbrem potažený nylon
SSt	Příze z nerezové oceli
AgCu	Postříbřená měď
AgCu(s)	Jednoduché vlákno postříbřené mědi
AgCu(m)	Multifilní vlákno postříbřené mědi
AISI 316L	Chirurgická ocel
BSPM	Metoda mapování potenciálu na povrchu těla
FSK	Klíčování frekvenčním posuvem (Frequency shift keying)
A/D	Analogově digitální
USB	Univerzální datová sběrnice (Universal serial bus)
GOW	Čtyřprvkový systém registrace a přenosu elektrické aktivity srdce
LED	Světlo emitující dioda (Light-emitting diode)
SpO ₂	Okysličení krve
A _{760nm}	Rozptyl záření LED diod o vlnové délce 760 nm

$A_{870\text{nm}}$	Rozptyl záření LED diod o vlnové délce 870 nm
$O_2\text{Hb}$	Počet okysličených červených krvinek
HHb	Počet neokysličených červených krvinek
Δ	Delta
d	Vzdálenost zdroje a detektoru světla
DPF.....	Diferenciální faktor délky dráhy
FM.....	Frekvenční modulace
3G.....	Třetí generace mobilních telekomunikačních sítí
EEG.....	Elektroencefalografie
EMG.....	Elektromyografie
JITEX.....	Česká firma Jihočeské textilie zabývající se textilní výrobou
SD.....	Paměťová karta Secure Digital
RFCOMM.....	Radio frekvenční komunikace (Radio frequency communications)
SMS.....	Služba krátkých textových zpráv (Short message service)
s.r.o.	Společnost s ručením omezeným
a.s.....	Akciová společnost

Úvod

Tématem této bakalářské práce je popis a zhodnocení vlastností měření životních funkcí pomocí běžně využívaných metod a chytrých textilií. Původní funkcí oděvu bylo chránit člověka před zimou a deštěm. Dnes však plní unikátní roli napříč celou společností. Stárnoucí populace v současné době očekává velmi kvalitní zdravotní péči, čímž je na ní vyvíjen neustálý tlak. Jednou z možností jak uspokojit její potřeby je vyvinout systém chytrých textilií, který by zahrnoval integraci reagujících a vylepšených funkcí do textilií. Evoluce a vyspělost sofistikovaných informačních a komunikačních technologií spolu s mikroelektronikou poskytují nepřeberné množství příležitostí pro integraci elektroniky do každodenně využívaných oděvů. Tento systém zajišťuje kooperaci mezi textiliemi a technologiemi pro terapeutickou péči, diagnostickou pomoc, sledování životních funkcí nebo monitorování pacienta pomocí bezdrátové komunikace.

[1]

Mnoho technologií spojených s chytrými textiliemi je nyní ve vývoji a další neustále vznikají. V blízké budoucnosti tedy jistě můžeme očekávat rozvoj intuitivních, všudypřítomných a téměř neviditelných produktů, které budou součástí nespočtu životních situací a sehrají roli i při záchraně lidských životů. [1] Vzhledem k velmi široké možnosti aplikace smart textilií byla pro vypracování předkládané bakalářské práce vybrána problematika jejich aplikace ve zdravotnictví. Následující kapitoly jsou proto podrobněji věnovány měření životních funkcí běžně využívanými metodami a pomocí chytrých textilií. Konkrétně jde o měření EKG, srdeční frekvence a okysličení krve. Jelikož jsou metody měření pomocí technologie smart textilií v poměrně raném stádiu vývoje, jsou hlavními zdroji informací především zahraniční internetové vědecké články, které jsou doplněny několika českými publikacemi a internetovými zdroji pro zpřesnění znalostí o lékařských termínech.

Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část, přičemž dohromady čítá pět kapitol. V první kapitole jsou popsány běžné způsoby měření životních funkcí, mezi které patří EKG, srdeční frekvence a saturace krve kyslíkem. Druhá kapitola se zabývá nejprve historií vývoje chytrých textilií, dále jejich funkcemi a způsobem jejich použití při měření v první kapitole popsaných životních funkcí. Třetí kapitola

je zaměřena na vzájemné porovnání metod zkoumaných v první a druhé kapitole. Ve čtvrté kapitole jsou popsány vybrané produkty využívající se v praxi k měření životních funkcí právě pomocí technologie inteligentních textilií, které jsou již dostupné na trhu. V páté kapitole jsou uvedeny výsledky a zhodnocení praktických měření pomocí několika vzorků pásů a oděvů snímajících EKG a respirační frekvenci. V závěru práce jsou všechny získané poznatky zhodnoceny.

1 Běžné způsoby měření životních funkcí

V níže uvedených kapitolách jsou popsány běžně využívané metody měření EKG, srdečního tepu a saturace krve kyslíkem.

1.1 EKG

EKG měření slouží k zaznamenávání elektrické aktivity srdce ve formě vln, které zobrazují jeho depolarizaci a repolarizaci. Využívá se k diagnóze a monitorování srdečních poruch, jako jsou infarkt myokardu či perikarditida¹. [2]

1.1.1 Srdce a srdeční akce

Srdce je dutý orgán, který slouží k rozvodu krve po těle. Skládá se ze dvou částí, jež lze přirovnat k čerpadlům. Obě poloviny jsou funkčně spojeny, čímž je zajištěna jejich synchronní činnost. [3] Tyto části se pak dále dělí na levé a pravé komory a síně, přičemž každá z nich má svou specifickou funkci. Síně slouží primárně jako vstup krve do srdce, která se následně dostane do komor, z nichž je opět ze srdce vypumpována. Srdce lze také popsat jako místo, kde se shromažďuje všechna krev v těle, která je následně pomocí cévního systému rozváděna po těle. [4]

Srdeční akce se primárně dělí na uvolnění a stah. Při uvolnění se síně plní krví, která je před ukončením tohoto procesu přečerpána do komor. V nich následně dojde ke stahu a krev je opět vypuštěna do oběhu. [5] Tyto jevy jsou způsobeny elektrickými výboji, které vznikají v pravé síni, konkrétně v sinoatriálním uzlu. Tento vzruch, jinými slovy depolarizace, se dále šíří pomocí síňových drah, Hissovým svazkem² na Tawarovo levé a pravé raménko³ a nakonec systémem Purkyňových vláken⁴, které jej přenesou na celou svalovinu komor. Celý tento proces je zaznamenáván pomocí EKG. [6] K správnému toku krve se využívají chlopně, jež zabraňují krvi proudit špatným směrem. Jejich uzavírání a otevírání funguje u zdravého člověka koordinovaně s činností srdce. Celá tato činnost se opakuje, čímž dochází k pravidelné cirkulaci krve, což způsobuje bušení srdce. [5]

¹ Zánět vláknitého vaku obklopujícího srdce. [7]

² Část srdce, která převádí vzruch ze síní na komory. [8]

³ Zajišťují vznik a převod vzruchu v srdci. [9]

⁴ Poslední výběžky převodního srdečního systému v srdečních komorách. [10]

1.1.2 Historie EKG

K monitorování srdeční funkce bylo nejprve nutné objevit a dále i pochopit elektrické vlastnosti a bioelektrické potenciály, díky kterým naše tělo funguje. Jako první se tomuto zjištění přiblížil Luigi Galvani⁵, který při zkoumání mrtvých žab zjistil, že se jejich svaly po impulsu statické elektřiny stahují. Později přišel na to, že se svaly i srdce stahují i při stimulaci různými elektrickými impulsy. Tento jev je dnes znám jako Galvanismus a je základem pro galvanometr [11], což je zařízení sloužící k měření napětí a proudů. Proud procházející cívkou vytváří magnetické pole, které spolu s polem permanentního magnetu vytváří sílu, jež uvede do pohybu k cívce připevněnou ručičku. Ta následně na stupnici namíří na hodnotu měřené veličiny. [12] Ve své podstatě je EKG tentýž přístroj, jen upravený a citlivější. Současník a oponent Galvaniho, Alessandro Volta⁶, se domníval, že živočišná elektřina, kterou popsal jeho kolega, má fyzikální základ v chemické reakci dvou kovů. Tato myšlenka ho později přivedla k sestrojení prvního elektrického článku, tzv. Voltova článku. [11]

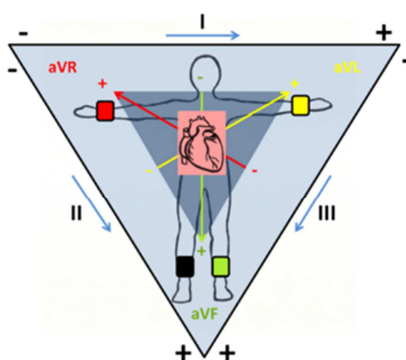
Od konce 18. století se začaly stále více objevovat případy resuscitací zdánlivě mrtvých lidí, při kterých bylo využito elektrického proudu. Podle manželky Alexandra Muirheada⁷ byl právě její muž prvním, kdo zaznamenal elektrické impulsy srdce. Jednalo se však o pouhou domněnku. Prokazatelně prvním, kdo EKG zaznamenal, byl v roce 1887 Augustus Desiré Waller, britský lékař z lékařské fakulty Sv. Marie v Londýně. Záznam pořídil pomocí elektrod na hrudníku, avšak prokázal, že lze snímat i potenciály z končetin. Tuto teorii demonstroval na svém psu, kterému ponořil končetiny do elektrolytu. S názvem EKG přišel později holandský fyziolog Willem Einthoven, který také v roce 1895 popsal EKG křivku. Pomocí razantně vylepšeného přístroje aplikoval na potenciály aritmetickou korekci a výkyvy křivky označil P, Q, R, S, T, což je využíváno dodnes. V té době byl přístroj tak velký, že zabral několik místností a musel být obsluhován několika technikami. I přes to Einthoven definoval do dnes platné standardy, jako je například výchylka záznamu o 1 cm papíru, která odpovídá 1 mV, nebo posun registračního papíru rychlostí 25 mm/s. V obrovském množství EKG nálezů je právě jeho jméno nejvíce skloňováno v souvislosti

⁵ Italský lékař a fyzik, který zkoumal živočišnou elektřinu. [13]

⁶ Italský fyzik známý především jako vynálezce první baterie. [14]

⁷ Britský lékař narozen roku 1848. [15]

se zakladatelem EKG. To vše podpořil v roce 1906, kdy vydal studii o hypertrofii⁸ obou síní a komor, objevil vlnu U, komorové extrasystoly, komorovou bigemii, flutter síní a další typy AV blokády⁹. O 7 let později publikoval termín Einthovenův trojúhelník, který stanovuje elektrickou osu srdce. Tento trojúhelník je zobrazen na obr. 1.1. Za všechny své objevy získal 3 roky před svou smrtí Nobelovu cenu. Ve dvacátých a třicátých letech 20. století docházelo k výraznému zmenšení přístrojů pro záznam EKG, které se tak vyvinuly do podoby, v jaké je známe nyní. Nejprve byly pány Wolferthem a Woodem navrženy hrudní svody, poté Frank Wilson zavedl unipolární končetinové svody, které následně využil Emanuel Goldberger a zavedl elektricky zesílené unipolární končetinové svody. [11]



Obr. 1.1: Einthovenův trojúhelník [16]

Na území České republiky se první přístroj objevil v roce 1913 a jako první ho využíval Václav Libenský. Roku 1928 pak František Herles popsal EKG obraz infarktu a o rok později pomocí tohoto přístroje rozlišil i perikarditidu od infarktu. [11]

1.1.3 EKG svody

První metodou záznamu EKG bylo využití fotografického papíru či desky, která se pohybovala za kapilárním galvanometrem. Na ní byl zaznamenáván pohyb menisku rtuti v kapiláře. Výše zmíněný profesor Waller například využíval dětského vláčku. Postupem času byly tyto velké strunové galvanometry nahrazovány modernějšími přístroji a metodami. Mezistupněm před novodobými technikami byl inkoustový záznam, který se datuje do roku 1949. U této metody je jako autor uváděn Rune Elmquist, který stál později u zrodu prvního implantovaného kardiostimulátoru. Takřka půl století trvalo, než se začalo využívat digitálního záznamu a jeho tištěné podoby, jak je známo dnes. [11]

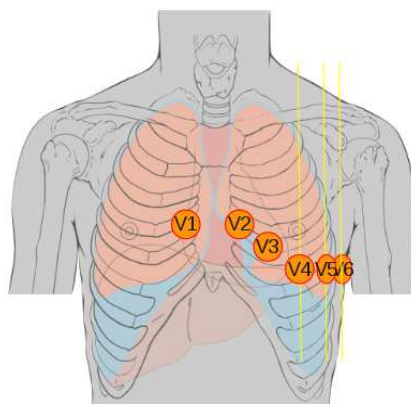
⁸ Zvýšení objemu orgánů nebo tkání zvětšením jejich buněk. [17]

⁹ Atrioventikulární blokáda, což je porucha srdečního rytmu. [18]

EKG je zaznamenáváno pomocí svodů, ve kterých jsou umístěny elektrody pro snímání signálu. V praxi se využívá několik metod měření, jež se od sebe odlišují právě rozmístěním často zmiňovaných elektrod. [11]

Tou nejzákladnější metodou je takzvané třísvodové EKG. Jak je patrné z názvu, k měření se využívá pouze tři svodů respektive elektrod, které sledují frekvenci srdce a jeho základní rytmus. Její výhodou je, že v případě popálení pacienta či jiných úrazů lze umístit elektrody na různá místa, čímž je zajištěna velká flexibilita. Často využívaná je například při leteckých transportech raněného, kdy záchranáři dostávají základní informaci o funkci srdce, kterou potřebují ke zdárnému dopravení pacienta do hospitalizačního zařízení. K hodnocení QRS komplexu¹⁰ a ST segmentu¹¹ je však nepoužitelná a je nutno použít jiných metod. [19]

Za tímto účelem slouží v praxi nejčastěji využívané dvanáctisvodové EKG, při kterém se používá 6 hrudních a 4 končetinových elektrod. Ty jsou tvořeny 3 končetinovými svody a již zmíněným Einthovenovým trojúhelníkem (viz Obr. 1.1). Nemocný leží při vyšetření na zádech, elektrody jsou natřeny gelem a místa, kam se přikládají, jsou oholená. To vše napomáhá k lepšímu záznamu. Končetinové svody existují dvojího typu. Používají se bipolární Einthovenovy a unipolární Goldbergerovy svody. Kabele ke končetinovým elektrodám jsou barevně odlišeny. Kabel náležící pravé ruce má červenou barvu, levé ruce žlutou, pravé noze černou a levé noze zelenou, což je zobrazeno také na obr. 1.1. Na obr. 1.2 je vidět názorné rozmístění hrudních elektrod, které je přesněji popsáno v tab. 1.1. [11, 16]



Obr. 1.2: Rozmístění hrudních svodů [22]

¹⁰ Série vln představující depolarizaci srdečních komor. [20]

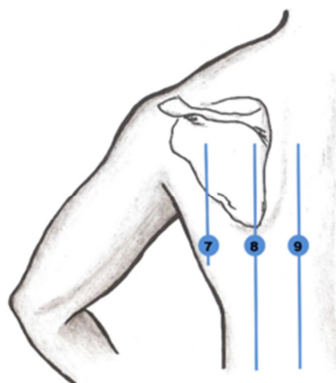
¹¹ Část EKG průběh představující dobu, při které jsou svalové buňky v trvalé kontrakci. [21]

Tab. 1.1: Názvy a zapojení svodů [16]

Názvy svodů	Svody	Zapojení svodů	
Einthovenovy svody	I	- levá ruka	+ pravá ruka
Bipolární končetinové svody	II	+ Levá noha	- Pravá ruka
	III	+ Levá noha	- Levá ruka
Goldbergerovy svody Unipolární končetinové svody	aVR	Zvýšený svod na pravé ruce	
	aVL	Zvýšený svod na levé ruce	
	aVF	Zvýšený svod na levé noze	
Wilsonovy svody Unipolární hrudní svody	V1	Čtvrté mezižebří vlevo od sterny ¹²	
	V2	Čtvrté mezižebří vpravo od sterny	
	V3	Mezi druhou a čtvrtou elektrodou	
	V4	Páté mezižebří, medioklavikulární čára	
	V5	Páté mezižebří, levá přední axiální čára	
	V6	Páté mezižebří, levá střední axiální čára	

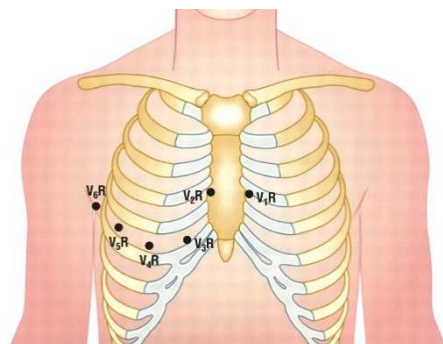
Dalším typem jsou zadní svody, které se používají k zobrazení zadní strany levé komory. Tato část se za běžných podmínek do klasického měření nepromítá, ovšem je velice důležité pro zjištění ischemie či infarktové jizvy v této oblasti. Při tomto měření je nezbytné, aby pacient ležel na pravém boku, a je nutné změnit také polohu elektrod. Ty jsou přemístěny do pátého mezižebří s rozdílem, že čtvrtá elektroda je přesunuta na zadní axiální čáru a je označena jako V7. Pátá se posune do úrovně levé skapulární čáry a stane se z ní V8 a šestá se pod označením V9 přemístí do oblasti obratlových trnů. Názorné rozmístění elektrod je zobrazeno na obr. 1.3. Na výsledné vytištěné křivce se pak názvy svodů přepisují. [11] Nejedná se o standardně využívanou metodu, ale často se na základě uvážení lékaře využívá k získání detailnějších informací a tím i přesnějšimu stanovení diagnózy a následnému léčení. Tato metoda využívá celkem 15 elektrod, jde tedy o tzv. patnáctisvodové EKG. [19]

¹² Dlouhá plochá kost a jedna z částí hrudního koše. [23]



Obr. 1.3: Rozmístění zadních svodů [16]

Posledním typem jsou svody z pravostranného prekordia¹³, které slouží k diagnostice poruchy funkce pravé komory. Nejčastěji se touto metodou zjišťuje infarkt této části srdce. Metoda využívá klasického 12 svodového EKG, jehož záznam se provede jako první, s rozdílem, že jsou následně elektrody 3 až 6 přesunuty zrcadlově vpravo od hrudní kosti [19] a odlišují se pomocí přidání písmene R, například V3R. Nakonec se názvy stejně jako v případě 15 svodového EKG přepíší i na vytištěné křivce. [11] Výsledné rozmístění elektrod je vyobrazeno na obr. 1.4.



Obr. 1.4: Rozmístění svodů pravostranného prekordia [24]

1.1.4 Záznam EKG

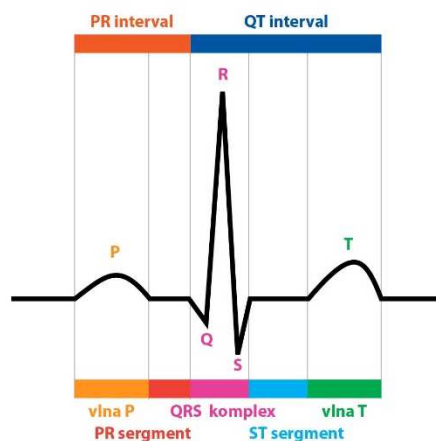
Pro správný záznam EKG je nutné mít nastavený přístroj na určité základní parametry. Jedním z nich je rychlost posuvu papíru. Klasický záznam se provádí rychlostí 25 mm/s. Z toho vyplývá, že 1 cm dlouhý čtverec představuje 400 ms. Pro ruční rozměrování signálu se používá rychlost 50 mm/s. Z těchto předpokladů vychází fakt, že čím větší je na přístroji nastavena rychlost, tím roztaženější bude signál na časové ose. Mimo měřítka časové osy se dá měnit i měřítka vertikální, tedy napěťové osy, čímž lze nastavit výšku EKG křivky. Standardně se využívá poměru 10 mm/mV. Na úvod každého měření je na počátku průběhu EKG vždy vykreslen tzv. kalibrační impuls o velikosti 1 mV, který slouží

¹³ Část hrudníku překrývající srdce. [25]

k orientaci na napěťové ose a zároveň podává informaci o tom, zda je přístroj v pořádku a zda měření proběhlo správně. Při takovémto nastavení bude mít kalibrační impuls velikost právě 10 mm. Mezi pokročilá nastavení se řadí využívání filtrů pro potlačení artefaktů. Tím hlavním z nich je AC filtr, který slouží k odstranění síťového rušení 50 Hz. Jako další lze zmínit filtr svalových potenciálů nebo driftu nulové izolácie. Všechny nastavené parametry jsou uvedeny v každém záznamu, aby bylo možné objektivně zhodnotit výslednou křivku. [11]

Pro zaznamenávání naměřených hodnot existují dva základní módy. Prvním z nich je automatický záznam, kdy přístroj nejprve načte data do paměti, následně je zpracuje a nakonec je vytiskne podle výše zmíněných nastavených parametrů. Výsledkem je pak list A4 s 5 sekund dlouhými záznamy z každého svodu a jeden kontinuální svod. Tato délka je omezena přístrojem, který je schopen načíst pouze 10 sekundový interval. Ten se skládá právě z 5 sekundových záznamů z končetinových a hrudních svodů. Součástí záznamu bývá automatické rozměření a slovní interpretace EKG, která je zde pouze jako doplněk, jelikož zanedbává pozici elektrod, tělesnou konstituci pacienta a další parametry. Nevýhodou je časová prodleva tisku záznamu a nutnost opakování celého procesu, pokud se během nahrávání signálu vyskytl nežádoucí artefakt. Manuální mód má v tomto ohledu výhodu, jelikož neukládá signál do paměti, ale okamžitě jej tiskne bez jakékoliv prodlevy a dalšího zpracování. Výhodou je především vytvoření libovolně dlouhého záznamu, zachycení náhlé události a okamžitá kontrola kvality záznamu. [11]

Na obr. 1.5 je vidět EKG záznam zdravého srdce, jenž obsahuje 2 vlny P a T a 3 kmity Q, R a S [26]. Nejprve nastává vlna P, která odpovídá záznamu elektrické aktivity obou síní a trvá obvykle 0,12 s při amplitudě do 0,25 mV. Po krátké izoelektrické pasáži, což je doba šíření impulsu AV uzlem až k počátku depolarizace komor [6], nastává komplex kmitů QRS. Ten se skládá ze dvou negativních kmitů a jednoho pozitivního a je projevem šíření akčního potenciálu v obou komorách. Celý tento proces trvá zhruba 80 až 120 ms [26]. Nakonec nastává vlna T, která představuje repolarizaci myokardu komor. [6]



Obr. 1.5: Záznam srdeční činnosti [6]

1.1.5 Využití EKG

Jednou z možností použití EKG v praxi jsou zátěžové testy. Tímto způsobem se diagnostikuje koronární nedostatečnost. Tato metoda je velice populární u profesionálních sportovců, kteří díky provedeným testům získávají informace o stavu svého srdce a zjišťují, zda pro ně není životně nebezpečné sportovat.

Známějším využitím je kardiostimulace, která napomáhá k udržení srdečního rytmu v případech, kdy dojde k porušení srdeční automatiky. První takovýto přístroj byl patentován roku 1931 Albertem Hymanem¹⁴, jenž se však nesetkal s pochopením a tato metoda byla po dvě dekády zanedbávána. Bylo tedy nutné provést nespočet dalších výzkumů a experimentů. To vše vyvrcholilo v padesátých letech, kdy nastal největší rozvoj kardiologie a lékaři začali pociťovat potřebu stimulovat srdce k obnovení jeho činnosti. Stále se ale setkávali s problémem nutnosti síťového napájení, neimplantovatelnosti a nepřenositelnosti. S vývojem elektrod, který je především připisován C. Waltonovi Lilleheiovi¹⁵, však tyto problémy zmizely. Jako první implantoval do lidského těla kovovou elektrodu, která byla pokryta teflonovým obalem, vyvedena a napojena na stimulator. Operace dopadla úspěšně a tříletému děvčátku se díky tomuto zákroku a přístroji obnovil vlastní sinusový rytmus. V roce 1957 byl vyvinut první bateriemi napájený a přenositelný kardiostimulátor, o což se zasloužil civilním povoláním opravář televizí Earl E. Bakken. V té době došlo i ke zmenšení rozměrů přístroje díky použití tranzistorové techniky. O rok později došlo k implantaci stimulatoru podobnému

¹⁴ Americký kardiolog a vynálezce defibrilátoru. [27]

¹⁵ Americký chirurg narozený roku 1918 v Minneapolis. [28]

tomu dnešnímu. Ake Senning¹⁶ implantoval 43 letému muži ručně vyrobený přístroj, který se skládal z Ni-Cd baterie zalité v pryskyřici o rozměrech 55x16 mm. Tento muž se nakonec dožil 86 let a za tuto dobu spotřeboval celkem 22 kardiostimulátorů a 5 stimulačních soustav. V dnešní době je přístroj ve formě kovové krabičky s 1 až 3 elektrodami. Stimulátor vytváří elektrické výboje, které jsou pomocí elektrod přenášeny na srdeční svalovinu a tím ovlivňují její funkci. [11] Čeští lékaři si v roce 2013 také připsali jeden primát. Jako první na světě implantovali do člověka nový typ stimulátoru. Hlavní inovací je, že nepotřebuje elektrody a zavádí se ze stehenní tepny punkční metodou. Zavaděčem se stimulátor dopraví až do pravé komory, kde se zafixuje, zkontrolují se jeho funkce, jako stimulace či vysílání signálu, a nechá se volně pohybovat. K výměně či odstranění dochází zhruba po 8 letech, kdy přestanou fungovat baterie. Celý přístroj má rozměry zhruba 13,5 mm na výšku, 2,6 mm v průměru a tvar podobný tužkové baterii. [29]

Metoda EKG se využívá i u defibrilátorů, což je přístroj, který dokáže pomocí elektrického výboje obnovit činnost srdce. Vůbec první příbuzný tohoto přístroje se objevil již v roce 1929. Roku 1956 Paul Zoll předvedl jako první metodu externí defibrilace střídavým proudem pomocí kovových elektrod. Za otce defibrilátorů je však mnohými považován Bernard Lown¹⁷, který pomocí výzkumu na zvířatech dospěl k optimalizovanému tvaru impulsu výboje, jenž je pro pacienta méně traumatizující a především účinnější a stal se základem pro sestrojení prototypu defibrilátoru. [11]

1.2 Srdeční tep

Tep, často označovaný také jako puls, je tlaková vlna, která je vyvolána vytlačením krve z levé komory do srdečnice, odkud se tepnami dostává do celého těla. Lze ho nahmatat na velkých tepnách, jejichž části se nacházejí v těsné blízkosti povrchu těla. Nejsnáze nahmatatelný je tep na krkavici. Dále pak na vřetení, zápěstní, pažní a stehenní tepně. U mužů se udává za standardní počet 75 tepů za minutu. U žen je to o něco vyšší číslo a to 82 tepů za minutu, což může souviset s rozdílnou velikostí srdce. Existují také techniky a tréninkové metody, kterými lze puls ovládat

¹⁶ Švédský chirurg známý pro své prvenství v implantaci kardiostimulátoru. [30]

¹⁷ Původem litevský lékař a profesor kardiologie, který je vynálezcem stejnosměrného defibrilátoru. [31]

a kontrolovat. Vrcholoví sportovci dokáží díky tréninku snížit svou srdeční frekvenci pod hodnotu 60 tepů za minutu. [32]

1.2.1 Měření tepu

Měření tepu lze provést velice jednoduše. Stačí si prsty nahmatat puls na jedné ze zmíněných tepen a po dobu jedné minuty počítat jejich počet. V dnešní době však existují mnohem spolehlivější, přesnější a pohodlnější metody.

Tep se dá měřit například pomocí hodinek, což je velmi oblíbený způsob u sportovců, kteří například při běhu mohou monitorovat svou činnost srdce. [33] Na trhu jsou dostupné hodinky se speciální vodivou podložkou, na kterou je pro změření srdeční frekvence potřeba položit prst. Je však nutné zastavit, či alespoň zpomalit, danou fyzickou aktivitu [34] a po zhruba 5 až 10 vteřinách bude výsledná hodnota zobrazena na displeji hodinek. [35]

Stejně tak lze zjistit hodnotu srdeční frekvence pomocí pulzní oxymetrie. Ta je založena na schopnosti protékající krve pohlcovat světlo. Díky tomu, že se krev pohybuje v žilách a tepnách v podobě vln, které jsou určeny právě frekvencí pumpování srdce, je možné díky rozdílnému množství pohlceného světla rozpoznat jeho hodnotu. To vše za pomoci pulzního oxymetru, který má podobu kolíku se zdrojem záření na jedné straně, a jeho detektorem na straně druhé. [36]

Tepová frekvence se měří ve 3 základních formách. Klidová frekvence se zjišťuje hned po probuzení a její hodnota by měla být u mužů v intervalu 61 - 72 tepů za minutu. U žen je to pak 67 až 76 tepů za minutu. Pokud se po ránu naměřený tep vymyká těmto hodnotám, může to indikovat jisté zdravotní problémy. Aktuální tepová frekvence je měřena během provozování běžných činností. Puls je vyšší než po probuzení a u zdravého člověka by se měl pohybovat okolo 80 tepů za minutu, jak již bylo zmíněno výše. Maximální tepová frekvence se zjišťuje pomocí zátěžového testu, díky němuž je získána informace o maximální intenzitě, kterou dokáže náš organismus dosáhnout a trvale ji udržet. Pro přibližné vypočtení této hodnoty lze použít vzorec, kdy je od 220 u mužů nebo 226 u žen odečten věk konkrétní osoby. Tím je vypočteno přibližné maximum. Z této hodnoty lze následně vycházet při určování tréninkových jednotek u sportovců. Například bylo zjištěno, že při sportování s tepovou frekvencí 60 až 75 %

maximální tepové frekvence tělo nejlépe spaluje tuky. Pokud chce člověk hubnout, je pro něj nejvýhodnější fyzická zátěž, při které si udržuje tep právě v tomto rozmezí. [33]

1.2.2 Poruchy tepu

U srdce se vyskytuje hned několik poruch, přičemž samotného tepu se týkají pouze dvě. První z nich je zpomalená srdeční frekvence, která se diagnostikuje, pokud klesne puls pod 60 respektive 65 úderů za minutu. Tato porucha se nazývá bradykardie. Druhou je naopak zrychlená srdeční frekvence, která nastává, pokud mužům stoupne naměřená hodnota nad 100 tepů za minutu a ženám nad 110 úderů za stejný časový úsek. Toto poškození srdce se nazývá tachykardie. [33]

1.3 Saturace krve kyslíkem

Saturace krve kyslíkem je schopnost červených destiček vázat na sebe kyslík, který posléze transportuje z plic do tkání. Tam je vyměněn za oxid uhličitý, který je dopraven zpět do plic a je následně vydechnut do okolního prostředí. Jinými slovy jde o nasycení krve kyslíkem, což je také známo pod pojmem okysličení krve. Tato hodnota se udává v procentech a je zjišťována pomocí metody pulzní oxymetrie. U zdravého člověka je na hemoglobin běžně vázáno až 97 % kyslíku. Zbývá 3 % jsou následně fyzikálně rozpuštěna v plazmě. [37]

Pro přežití člověka je nutné, aby červené krevní destičky přenesly jistou míru kyslíku přes artérie až k životně důležitým orgánům. V běžném případě se v plicních sklípcích nasatí 95 až 100 % destiček. Pokud však hodnota klesne pod spodní hranici, tedy 95 %, lze u člověka diagnostikovat nemoc či poruchu správné funkce plic. [38]

1.3.1 Měření okysličení krve

Pro měření saturace se používají zejména 2 metody. První z nich je velice jednoduchý a bezbolestný odhad, který se provádí bez jakéhokoliv rizika za pomoci svorek, umístěných na konec prstu. Na jedné straně je vyzařováno světlo, které prochází skrz prst. Na opačné je následně jeho průnik zachycen detektorem. Jelikož nasycené destičky absorbují a odrážejí světlo jinak, než nenasycené, jde velmi dobře rozpoznat jejich poměr obsažený v krvi. Stále se však jedná pouze o odhad, jelikož jde o velice malý vzorek a jeho výslednou hodnotu lze ovlivnit jednoduchými věcmi jako je například červený lak

na nehty. Ten má podobnou barvu, jako nasycené destičky, které jsou oproti namodralým nenasyčeným právě červené barvy. Tato metoda nabízí okamžité výsledky. Vhodnějším a především mnohem přesnějším měřením je test arteriálního, neboli tepenného krevního plynu. Při této metodě je nutné získat vzorek krve přímo z tepny, což představuje rozdíl oproti ostatním krevním testům, u kterých se pro odebrání vzorku využívá žíly. Nejčastěji používanou tepnou je ta na zápěstí, jejíž pomocí se měří také puls. Jde o bolestivý, ale velmi rychlý zákrok. Lékař tak získá vzorek, ze kterého později přímo určí hladinu kyslíku v krvi případně další hodnoty (jako například hladinu karbon dioxidu nebo pH). Riziko této metody je, že může dojít k porušení tepny, což ale není závažný problém, jelikož je krev do ruky pumpována více tepnami zároveň. Výsledek se pacient dozví velmi rychle. Ve většině laboratoří jsou potřebné testy provedeny do 15 minut. [38]

2 Chytré textilie

Jelikož se stále jedná o poměrně nové odvětví, je pojem chytré textilie definován v různých publikacích s lehkými rozdíly. Postupně se ale do popředí dostává publikace [1] *Smart Fibres, Fabrics and Clothing* autorky *Xiaoming Tao*, která zde inteligentní textilie, jak jsou také často nazývány, popisuje jako materiály, jenž mohou snímat a reagovat na podmínky a podněty okolního prostředí, jako jsou například mechanické, teplotní, chemické, elektrické či magnetické zdroje. Tyto textilie se dělí na pasivní, které pouze snímají podmínky prostředí. Dalším typem jsou aktivní, které jsou schopny i na tyto podmínky reagovat a velmi chytré materiály, jejichž odlišností je schopnost samostatné adaptace. [39] V tomto bodě ovšem dochází k rozepři. Někteří vědci se domnívají, že by pasivní textilie neměly být považovány za inteligentní, protože nejsou schopny reagovat na podněty, což je podle nich podstatou inteligentních textilií. [1]

2.1 Historie

Původní impuls pro vývoj této technologie vzešel z armádních a vesmírných výzkumů, kde se lidé vystavují permanentně vysokému ohrožení života. Nutnost ochrany člověka a komunikace s ním v nehostinných podmínkách byla příčinou výzkumu materiálu a textilií, který byl později přenesen i do běžného života. Tato práce se zabývá využitím smart textilií a to především ve zdravotnictví. Tento vývoj byl nastartován tlakem stárnoucí populace na kvalitu zdravotnické péče, předepisování léků, operace a další zákroky, které zahrnují monitorování, diagnostiku, terapie a profesionální přístup při rekonvalescenci pacienta. Všechny tyto úkony se začaly v devadesátých letech minulého století stávat reálnější, jelikož došlo k velké expanzi výzkumů v oblasti nositelných výpočetních technologií, které zahrnují integraci interaktivních funkcí počítače na tělo a později i do oblečení. První outdoorové a sportovní oblečení tohoto typu, jako například bunda od společnosti Philips a Levi's vyrobená roku 2000 nebo bunda na snowboard z roku 2001 značky Burton, nemělo příliš dlouhou životnost vzhledem k jejich neskladnosti a velké ceně, která byla dána použitím nejnovějších technologií. Potřeby zdravotnictví však stimulovaly tyto problémy a smart textilie jsou nyní poslední generací výzkumů funkčních a výkonových textilií. [1]

2.2 Využívané technologie a materiály

Nynější technologie pro vývoj chytrých materiálů jsou adaptovány pro použití ve výrobě textilních produktů. Pro vývoj výsledného produktu je pak důležitá kolaborace, která je zajištěna tím, že se elektrotechnický průmysl zabývá produkcí textilu, jeho architekturou, výrobními technikami a metodami produkce textilních výrobků. Tímto procesem lze dosáhnout ceny pro masovou produkci. Stávající technologie, které jsou současně vyvíjeny za specifickým účelem zdravotní a textilní aplikace zahrnují materiály s fázovou změnou, termochromní materiály, slitiny s tvarovou pamětí a polymery, vodivá vlákna, piezoelektrické rezistory, organická či plastová elektronika, biomateriály, optická vlákna, fotovoltaické články, plazmové technologie, GPS a bezdrátová komunikace, mikro-elektronické mechanické systémy MEMS a další. Všechny tyto jednotlivé technologie jsou kombinovány v systému, který zahrnuje snímací mechanismus. Ten reaguje na různé vnější podněty a následně tyto reakce konvertuje na elektrické signály, jež jsou ve formě informace přeneseny uvnitř systému. Tím je vyvolán určitý efekt, který se dostane k přímému uživateli či vzdálené straně. V posledních několika letech došlo k velkému pokroku ve vývoji, jelikož se tyto produkty a prototypy přiblížily či dokonce dostaly na komerční trh. [1] V roce 2012 byla stanovena hodnota trhu s chytrými textiliemi na 289.5 milionu \$. Společnost Ohmatex¹⁸ odhaduje, že dojde k exponenciálnímu růstu hodnoty tohoto trhu, která by v roce 2020 měla dosahovat 1 500 milionu \$. [40]

2.2.1 Používané materiály

Chytré textilie jak ve zdravotnictví, tak i v dalších oblastech jejich využití, jsou často vyráběny ze dvou druhů materiálů. Jedná se o materiály s tvarovou pamětí a fázovou změnou. Přestože se od sebe poměrně liší, jedná se o technologie, jejichž fyzikální procesy jsou spuštěny změnami tepla v jejich struktuře. To znamená, že jsou obě založeny na teplotně generovaných efektech. [1]

Pro snímání elektrické funkce je nejčastěji využíváno vodivých vláken, která jsou vytvořena z komerčně dostupných vodivých přízí. Těmi mohou být například stříbrem potažený nylon, příze z nerezové oceli či postříbřená měděná vlákna. [41]

¹⁸ Výrobce chytrých textilií pro vesmírné, zdravotní, sportovní a bezpečnostní využití. [42]

2.2.2 Materiály s tvarovou pamětí

Tyto materiály mají schopnost zapamatovat si tvar a stejně tak prokazují v určitých tepelných intervalech velmi elastické chování. Tento efekt se nejčastěji vyskytuje u kovových slitin a polymerů, které jsou také nejvhodnější pro používání v textiliích, ale lze mezi ně řadit i keramiku nebo gel. Efekt paměti tvaru je výsledkem fázového přechodu, který nastává při určité teplotě během procesu zahřívání. U slitin kovů dochází během této fáze ke změnám v krystalické struktuře látek, kdy je původní méně stabilní krystalická struktura transformována do velmi stabilní austenitické podoby. V případě polymerů dochází ke změně ze skelné formy na gumovou, neboli z tvrdého polymeru vzniká měkký. Tyto proměny lze za určitých podmínek vyvolat i pomocí světla nebo chemických reakcí. Poté následuje mechanická práce, která způsobí, že se slitina či polymer vrátí do původního tvaru. Zde dochází k elastickému efektu, který nastává při vyšších teplotách, než je teplota přechodu. Elasticita slitin je v této fázi až 20x větší, než je tomu u běžného materiálu a proto se také někdy vyskytuje pod názvem superelasticita. U polymerů se tento jev vyskytuje, pokud je ve formě gumy nad teplotou přechodu. Kromě elastické změny dochází i k martenzitické transformaci, ke které dochází naopak při nižších teplotách, než je fázový přechod. Tato transformace může být indukována pomocí mechanických sil, což se provádí především u kovových slitin, nebo tepelnými změnami, které jsou účinnější na polymery. [1]

Slitiny jsou složeny z různých druhů kovů, jako například nikl, titan, měď nebo hliník. Nejčastěji se používá sloučenina niklu a titanu, jehož rozmezí hodnot pro přenosovou teplotu je od $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ až do $+110\text{ }^{\circ}\text{C}$. Mezi další výhody lze zařadit i cenu, která je v porovnání s ostatními slitinami velice nízká, jelikož mohou být zhotoveny obyčejnými technikami. Dále lze na míru upravit teplotu přechodu pouhým upravením poměru jednotlivých složek. Tyto sloučeniny jsou také biokompatibilní a mají schopnost přetvoření až o 8 %. [1]

Materiály s tvarovou pamětí se již ve zdravotnictví vyskytují a to zejména jako stenty nebo stehy. Stenty lze popsat jako trubičky, které jsou utkány z NiTiNOL vláken, na jejichž výrobu se používají kovové slitiny niklu a titanu. Využívají se především pro udržování průchodnosti dutin, jako jsou cévy. V tomto případě je do nich zaveden stent, který díky své superelasticitě, nastávající při teplotě těla, udržuje cévu otevřenou.

Stehy se především využívají k uzavření otevřené rány. Při použití stehů z běžných materiálů je však velmi těžké sevřít ránu pod správným tlakem. Pokud je tlak na kůži moc velký, může dojít k jejímu odumírání. Naopak při nedostatečné síle uzlu nastává například v oblasti břicha riziko vytvoření kýly. Tento problém je vyřešen pomocí polymerů, které se pod teplotou těla srazí a tím se uzel utáhne pod správným tlakem. [1]

2.2.3 Materiály s fázovou změnou

Tyto materiály mají schopnost změny skupenství v určitém rozsahu hodnot působící teploty. Za určité teploty během procesu oteplování dochází k tání, kdy se z pevného skupenství stává kapalné. Materiál tak absorbuje velké množství latentního tepla. To je následně při procesu ochlazování vypuštěno do okolí a nastává opačný proces, při němž dochází ke změně z kapalného skupenství na pevné. Během obou těchto fází zůstává teplota materiálu prakticky neměnná. Díky této schopnosti se jedná o vhodné médium pro úschovu tepla. Při použití v textiliích pak lze popsat několik výhod, jako je například efekt ochlazování a ohřívání. Ty jsou způsobovány právě vypouštěním tepla, respektive jeho absorpcí, z čehož plyne efekt tepelné regulace. [1]

Kromě ledu, který je nejznámějším materiálem s fázovou změnou, bylo doposud objeveno dalších 500 přírodních a syntetických materiálů s touto schopností. Liší se od sebe rozdílnou teplotou pro fázovou změnu a kapacitou pro úschovu tepla. Nejčastěji využívaným materiálem jsou parafíny, které mají v porovnání s ostatními materiály mnohem větší tepelnou kapacitu. Také je lze kombinovat, čímž se docílí úpravy tepelného intervalu pro fázovou změnu, který lze tímto způsobem nastavit na požadované hodnoty. Parafíny jsou také netoxické, odolné proti korozi a vlhkosti. Vznikají jako vedlejší produkty rafinace ropy, a proto je jejich cena velmi nízká. [1]

V dnešní době se materiály s fázovou změnou využívají v nemocnicích, konkrétně v lůžkovinách. Ve formě mikropouzder jsou integrovány do netkaných vláken na výrobu povlaků, polštářů či potahů na matrace. Díky své schopnosti termoregulace snižují pocení pacientů a napomáhají při jejich léčebném procesu v hospitalizačním zařízení. [1]

2.2.4 Vodivá vlákna

Článek *Preliminary study of dry knitted fabric electrodes for physiological monitoring* [41] je věnován právě vodivým vláknům, která jsou nedílnou součástí inteligentních textilií pro monitorování fyziologických znaků, jako je EKG, respirace nebo teplota.

Monitorování potenciálů elektrického a biologického původu vyžaduje dosažení stabilního signálu s nízkým podílem šumu, jehož lze dosáhnout zajištěním dobrého elektrického kontaktu mezi kůží a elektrodami. Běžně je této podmínky dosaženo využitím mechanických či chemických prostředků, jako jsou například gely, které jsou aplikovány na kůži. Tím je dosaženo snížení odporu mezi elektrodou a kůží. V klinickém prostředí jsou běžně používány stříbrné elektrody a vodivé AgCl gely. U produktů využívajících technologie chytrých textilií však nelze využívat velkých elektrod či pomocných gelů. Proto byla vyvinuta vlákna, která jsou součástí samotného oděvu a zajišťují tak dobrý kontakt a vodivost s kůží daného uživatele. [41]

Vodivá vlákna jsou převážně upletená ze stříbrem potaženého nylonu (AgNy), z příze z nerezové oceli (SSt) nebo postříbřené mědi (AgCu). AgNy je multifilní¹⁹ dvojí příze, kde každé z 34 vláken zahrnuje 66 monofilamentních²⁰ jader potažených stříbrem. SSt na rozdíl od AgNy obsahuje 550 vláken, která jsou tvořena z 68 % železem, 18 % chromem, 12 % niklem a 2% molybdenem. AgCu se v tomto odvětví vyskytuje ve dvou formách. Jednou z nich je kontinuální jednoduché vlákno (AgCu(s)). Druhou je naopak kontinuální multifilní vlákno (AgCu(m)). [41]

Všechny textilní elektrody ze zmíněných materiálů vykazují schopnost pro kvalitní snímání EKG signálu. Rozdíl mezi kontaktní impedancí jednotlivých elektrod je závislá právě na použitých vláknech a struktuře samotné elektrody. Ve výše zmíněném článku je také popsáno měření EKG průběhu pomocí jednotlivých vodivých vláken. Z výsledků je zřejmé, že efektivní oblast kontaktu pokožky je například mezi AgCu(s) a AgCu(m) velice rozdílná. Důsledkem toho je pomocí druhého zmíněného typu AgCu vlákna změřena značně menší velikost signálu. Pletená SSt například měla ze všech testovaných vzorků největší amplitudu kmitu R. Tato vlákna však byla v porovnání s ostatními velmi hrubá,

¹⁹ Vlákno vytvořené stočením více vláken dohromady. [43]

²⁰ Vlákno s homogenní strukturou. [44]

čímž se výsledné elektrody jeví v porovnání tužší než ostatní. Výsledky ostatních elektrod byly kromě nižšího R kmitu srovnatelné. [41]

Jednou z firem zabývajících se vodivými vlákny je společnost R.STAT SAS, která se přes 40 let věnuje vývoji a výrobě antistatických, vodivých, žáruvzdorných a antibakteriálních vláken pro širokou průmyslovou aplikaci. [45] Mezi její hlavní produkty patří stříbrné vlákno nazvané silveR.STAT. Jedná se o polyamidové vlákno, jež je díky nátěru polymeru čistým stříbrem antibakteriální a vodivé. Tato poslední vrstva také zajišťuje syntetickému vláknu zachovat si své textilní charakteristiky a vlivem unikajících iontů do membrány bakterií ničí jejich strukturu a zabraňuje jejich vývoji a množení. Zároveň poskytuje vodivost o velikosti $10^3 \Omega/\text{m}$. [46] Dalším typem jsou R.STAT/S vlákna z nerezové oceli, která je známá pro svou vodivost a odolnost vůči velmi vysokým teplotám. Nejčastěji využívanou slitinou je AISI 316L, která je složena ze stejných prvků o totožném poměru jako SSt uvedené výše. Tato tenká vlákna dosahují rozměrů 8 μm až 22 μm a jsou využívány ve skelných tkaninách, kde je využíváno jejich odolnosti vůči vysokým teplotám. Jejich vodivost je stanovena na 1 Ω/m . [47] Třetím typem jsou měděná vlákna R.STAT/N. Na polyamidní vlákno je nanesen měděný sulfid ve formě kovové soli. Tato vrstva podobně jako u stříbrných vláken nijak nemodifikuje původní textilní vlastnosti použitého polymeru. Zároveň zajišťuje ochranu před statickou elektřinou, zažehnutí či dokonce proti explozím. Lineární elektrická vodivost tohoto produktu je v porovnání s předchozími vlákny nejmenší a dosahuje hodnot $10^5 \Omega/\text{m}$. [48]

Další společností zabývajících se produkcí vodivých vláken je Elektrisola Group, která je největším světovým výrobcem jemných a ultrajemných smaltovaných měděných drátů. [49] Z velkého množství materiálů, jako je měď, stříbro, nikl, zlato či nerezová ocel, jsou pro výrobu drátů vhodných k použití v textiliích používány právě první dva jmenované prvky. Postříbřené měděné dráty jsou tvořeny měděným jádrem, na které je nanášena tenká vrstva stříbra. Finální výrobek má na konci procesu výroby průměr od 0.020 mm do 0.500 mm. Díky měděnému jádru má drát velmi dobrou vodivost a jeho stříbrný povlak zajišťuje ochranu proti korozi. [50]

Pro zpřesnění měření životních funkcí, kdy je měřenému subjektu umožněno pohybu, je nutné dalších vylepšení v oblasti výkonů elektrod a vývoji výpočetních algoritmů pro odstranění vzniklého šumu. [41]

2.3 Funkce inteligentních textilií

Funkce inteligentních textilií lze rozdělit do 5 základních skupin, kterými jsou snímání, zpracovávání dat, ovládání, komunikace a napájení. Největší rozvoj nastal v oblasti snímání, čímž se výrazně zvýšila možnost využití této technologie. Pomocí chytrých textilií je možné měřit teplotu těla, EKG či EMG, akustické veličiny srdce či plic, tok krve, biologické a chemické parametry, dýchání, krevní tlak, radiaci, množství potu a mechanické nebo elektrické parametry kůže. Jednou z největších výhod chytrých textilií je schopnost stálého monitorování těchto parametrů za pomoci zařízení, která jsou schopna dle naměřených hodnot sestavit profil uživatele a následně porovnávat další naměřené veličiny, jež lze později v případě jejich odchýlení od standardu vyhodnotit jako nebezpečné mnohem rychleji, než je tomu běžně možné. [1] Tato práce je zaměřena na podrobnější rozbor měření EKG, srdečního tepu a saturace krve kyslíkem.

2.4 Měření EKG

Jak bylo již uvedeno v kapitole 1.1, EKG měří elektrickou aktivitu srdce přiložením elektrod na kůži, které jsou dále propojeny se zařízením schopným uchovat či přímo zobrazit snímání signál. Dříve bylo nutné, aby měl pacient na těle připevněné elektrody a nosil u sebe zaznamenávací aparaturu po několik dní. V několika posledních letech se však díky inovacím v podobě integrace zařízení do oblečení objevily možnosti dlouhodobého sledování EKG. Konkrétně se jedná o schopnost inteligentních textilií měřit EKG pomocí takzvaných tkaninových senzorů. [51] Tento senzor je utkáno z vodivých vláken a v okamžiku, kdy přijde do kontaktu s tělem, zaznamená signál od nositele oděvu a přeneše ho do procesního či monitorovacího zařízení přes výstupní terminál. [52] To přináší velké množství výhod, v čele s nárůstem počtu záznamových bodů, které se mohou rovnat běžně využívanému EKG. Tím se zvětšuje i množství informací získaných při monitorování pacienta, který opustí zdravotnické středisko. Mezi další výhody lze zařadit například umístění elektrod, jež jsou v oděvu uloženy již na požadovaných místech, tudíž není nutné využít zdravotnické pomoci při jejich rozmístování. [51] Měření EKG pomocí inteligentních oděvů je založeno na totožném

principu, kterého je využíváno během klasického vyšetření v nemocnici, což bylo popsáno v kapitole 1.1. Chytré textilie jsou však cestou, jak tento proces aplikovat na pohybujícího se člověka, zjednodušit ho, zrychlit a především zpřesnit. Proto se vědci zaměřují na určité aspekty této metody, jako je například rozmístění elektrod, použité materiály nebo přenos získaných dat, které by pomohly dosáhnout uvedených cílů.

2.4.1 Rozmístění elektrod

Podle autorů článku *Optimal Electrocardiographic Lead System: Practical Scenarios in Smart Clothing and Wearable Health Systems*, [51] ve kterém se zabývají převážně tímto problémem, lze v ideálním případě umístit elektrody na jakékoliv místo, kde se dostane žádoucího efektu. To ale není vždy možné. V některých případech návrháři určí pouze některá místa na trupu člověka, jež jsou vzhledem ke kontaktu kůže a elektrod efektivnější. Dalším z problémů může být možnost umístit elektrody při výrobě oděvu pouze do určitých oblastí.

V kapitole 1.1.3 o klasickém měření EKG již bylo uvedeno, že se pro tuto činnost využívá bipolárních a unipolárních svodů, přičemž u nejrozšířenější metody dvanáctisvodového EKG dochází k jejich kombinaci. Pomocí této techniky lze zjistit velké množství srdečních abnormalit, jako rozšiřování srdečního svalstva, elektrické vodivé defekty a ischemii či infarkt myokardu. Studie doktora Menowna a jeho kolegů však udává, že se až 50 % pacientů nedostává brzkého léčení právě infarktu myokardu, přičemž hlavním důvodem je neschopnost detekovat všechny srdeční abnormality. To je způsobeno především rozmístěním 6 hrudních svodů, jejichž poloha se v počátku standardizovala zejména za účelem výzkumů. Proto se nabízí otázka, jak lépe umístit svody, aby se rozpoznání srdečních disfunkcí přiblížilo 100% úspěšnosti a zároveň se snížil počet použitých elektrod. [51]

Podle takzvaného BSPM, mapování potenciálu na povrchu těla, [53] je možné využít metody velmi hustého EKG, jehož pomocí lze měřit informace o funkci srdce na povrchu těla až z 200 měřicích bodů. Toto je ovšem možné pouze v laboratořích. Proto se vývoj zaměřil především na určení nejvhodnějších svodů, které by měly splňovat 2 hlavní měřítka. Prvním z nich je výběr nejlepších možných umístění elektrod, kde lze nejpřesněji získat rozdíl mezi normálními a abnormálními hodnotami pro následné rozpoznání nebezpečí. Druhým měřítkem je stanovení nejlepší možné kombinace záznamových bodů,

ve kterých jsou přesně zjištěny všechny informace skrz numerické transformace z měřicích svodů. [51]

Jelikož metoda BSPM určuje několik možných bodů na těle, které lze využít k měření, je největším problémem zjistit nejlepší a nejefektivnější kombinaci, jež by byla nejpresnější a umožnila získat potřebné množství informací. Za tímto účelem bylo vytvořeno několik algoritmů, které by právě tuto kombinaci měly objevit. [51] V článku *Selection of the number and position of measuring locations for electrocardiography* [54] autoři popisují analýzu hlavní složky, která by ze 150 svodového BSPM našla 24 možných bodů ve specifických lokacích, kde lze naměřit všechny EKG informace. R. L. Lux se svými kolegy přišel s analýzou 192 svodového BSPM, ze kterého lze použít kombinaci 30 elektrod umístěných na specifických částech těla. [55] Obě tyto studie spojuje fakt, že i přes velký počet možností umístění elektrod, se jako nejlepším jevila prekordiální oblast. [51] Jednou z odlišných metod pro určení rozmístění elektrod se prezentují autoři v článku *Selection of optimal recording sites for limited lead body surface potential mapping: A sequential selection based approach*, [56] kde popisují výběrový algoritmus, který není založen na statistickém modelu, jako je tomu u předchozích dvou, ale přesto je schopen dosáhnout srovnatelných výsledků. Mimo jiné lze pomocí této metody vybrat či naopak zanedbat jakékoliv body na trupu člověka, čímž je možné namodelovat omezení využití některých míst, které může nastat v praktickém využívání inteligentních textilií. [51]

Tento algoritmus byl aplikován v několika reprezentativních případech běžného využívání smart textilií. Na základě výsledku z těchto simulací lze vyvodit několik zjištění. Prvním z nich je jistá úměra mezi počtem použitých svodů a získaných informací. Čím více se využije měřicích bodů, tím více informací lze získat. Použití maximálního počtu elektrod však není vždy optimálním řešením. Z tohoto hlediska je vhodnější strukturovaná selekce, která je založena právě na výběrovém algoritmu, čímž se dosáhne nejefektivnějšího využití měřicích bodů pro získání všech potřebných hodnot. Dále bylo prokázáno, že nejlepší oblastí pro přiložení elektrod je přední a prekordiální oblast. Zadní oblast spolu s bočními by měly být využívány pouze v případech nutnosti. Toto tvrzení pouze potvrzuje smysl používání standardních 6 hrudních svodů. Ovšem ani tyto výsledky se nedají považovat za konečné. Pro zdokonalování jsou prováděny další analýzy v oblastech chytrých textilií jako celku i měřicích elektrod a jejich rozmístění. [51]

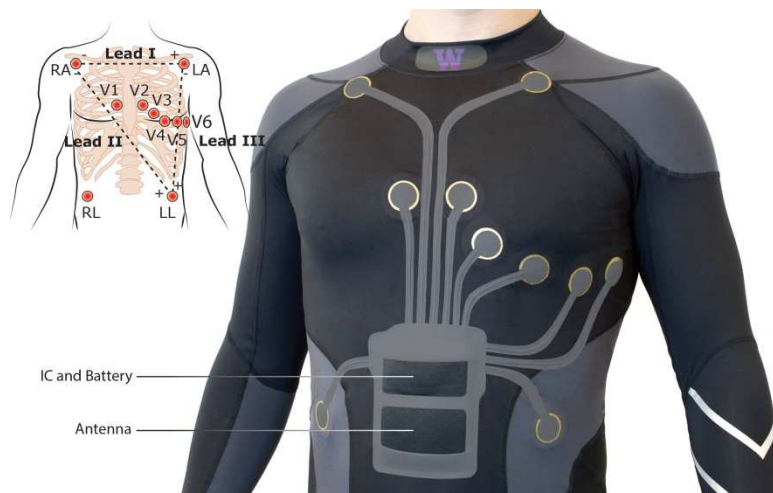
2.4.2 Příklad inteligentního trička pro měření EKG

Vědci z Washingtonské univerzity ve svém článku *A Single-chip Encrypted Wireless 12-Lead ECG Smart Shirt for Continuous Health Monitoring* [57] popisují konstrukci a funkci inteligentního oděvu, v tomto případě trička. Jejich cílem bylo učinit tuto technologii cenově dostupnou pro běžné uživatele a nabídnout jim tak neustálou a spolehlivou kontrolu správné funkce srdce. Kromě standardního uložení elektrod, baterií a antény se hlavně zaměřují na integrovaný EKG systém v jediném nízkonapěťovém čipu. Tento systém je schopen přenést bezdrátově signál klasického 12 svodového EKG, přičemž jeho platforma spotřebuje pro samotnou funkci svodů výkon méně než 1 mW a pro bezdrátovou komunikaci přibližně 95 μ W.

Tento oděv v sobě obsahuje suché elektrody, které snímají srdeční potenciál z klinicky ověřených pozic, což jsou jednotlivé horní a dolní končetiny spolu s 6 hrudními elektrodami. Ty jsou pomocí 12 nezávislých a plně diferenciálních kanálů spojeny s čipem, ve kterém dochází k digitalizaci, kódování a bezdrátovému přenosu pomocí FSK vysílače. Zisk jednotlivých kanálů lze přeprogramovat v rozmezí 40 až 80 dB tak, aby bylo v každém kanálu dosaženo plného využití dynamického rozsahu postupné aproximace A/D převodu. Z pohledu spotřeby energie je největším problémem vysílač. V popisovaném produktu je použita verze se zvýšenou rychlostí přenosu, aby bylo možno přenést všech 12 kanálů v reálném čase. Již zmíněná spotřeba méně než 1 mW umožňuje celodenní přenos dat za využití dobíjecích baterií o kapacitě 20 mAh a velikosti 2,3 mm. Za účelem ochrany přenášených dat je v čipu integrována 128 bitová standardní kódovací šifra, která zakóduje všechny bezdrátové přenosy a znemožní tak odcizení citlivých dat. Zakódovaná data o velikosti 48 B jsou následně zkombinována se systémovými informacemi a kontrolou cyklickým redundantním součtem, čímž je vytvořen standardní formát paketu. Všechny tyto části tvoří komfortní oděv, jehož základem bylo atletické kompresní tričko, které je nyní schopno záznamu a přenosu EKG signálu. [57]

Zjištěná data jsou přenášena na malý přijímač, který lze pomocí USB propojit s notebookem, na kterém je následně možné sledovat získaný signál. Stejně tak může tento systém komunikovat například s mobilním telefonem. Výsledné signály jsou filtrovány pomocí filtru s horní propustí, čímž se eliminuje jakýkoliv stejnosměrný posun, ke kterému může dojít důsledkem pohybu pacienta. Jedná se tedy o prototyp oděvu,

který se pomocí nízkonapěťového systému a nízké výrobní ceny může stát dostupným pro běžné zákazníky s vysokými nároky na zdravotnickou péči. [57] Na obr. 2.1 je zobrazen výsledný produkt spolu s umístěním elektrod, anténou, baterií a integrovaným čipem.



Obr. 2.6: Inteligentní tričko pro měření EKG [58]

2.5 Měření tepu

Srdeční frekvence od narození do dospělosti člověka klesá. Dalším stárnutím ale opět roste, stejně jako v případě zvýšení teploty či jako důsledek bolesti. [59] Měření srdečního tepu je velmi důležité a lze z něho získat informace o regulaci funkce srdce pomocí autonomního nervového systému²¹. Mimo jiné může být také ovlivněn psychickými a fyziologickými poruchami. Pomocí naměřených hodnot lze rozpoznat srdeční patologie, mozkovou mrtvici nebo zjistit hodnotu kondice, přetřénování či dynamiku srdce, což jsou informace důležité především pro sportovce. V článku *A novel device based on smart textile to control heart's activity during exercise* [60] je popisován takzvaný GOW systém, který se skládá z inteligentního trička se senzory, které registrují elektrické impulsy srdce a přenášejí je na procesní modul, jenž je umístěn na hrudi. Ten data zaznamenává a v reálném čase je přenáší na vzdálená zařízení, jako je počítač nebo mobilní telefon. Tento systém kombinuje sběr dat RR intervalu, což je interval mezi vrcholem R kmitu jednoho QRS komplexu a vrcholem kmitu R QRS komplexu dalšího, [61] volný pohyb měřeného subjektu a okamžitý přenos získaných informací.

Celý tento popis autoři podpořili praktickým výzkumem, v němž bylo 12 dospělých mužů v rozmezí 52 až 66 let podrobena několika testům. Výsledky studie byly

²¹ Část nervového systému ovládající aktivitu srdečního svalu, hladké svaly a žlázy. [62]

prezentovány právě v tomto článku. Všichni účastníci museli před testy splnit určité podmínky. Jednalo se o pacienty, kteří již prodělali infarkt myokardu. Do projektu nebyli přijati kuřáci a alkoholici, stejně jako uchazeči užívající drogy, jež by mohli ovlivnit přirozenou funkci srdce. Během výzkumu byl u vybraných uchazečů RR interval měřen jak zmíněným GOW systémem, tak i klasickým EKG přístrojem pro následné porovnání a zhodnocení výsledků. Nejprve byly na účastníky měření umístěny elektrody v podobě klasického 12 svodového EKG, přes které si následně navlékli tričko s GOW modulem. V tomto oděvu byly integrovány 2 textilní elektrody, které se nacházely na obou stranách hrudi. Ty přenášely elektrickou aktivitu srdce do modulu, kde byl signál nakonec zaznamenán a uchován. Celý pokus byl prováděn za konstantních podmínek v místnosti o teplotě 22 až 24 °C a vlhkosti 50 až 60 %. U každého subjektu byly vybrány tříminutové segmenty, které byly následně mezi oběma metodami synchronizovány a analyzovány. Celkem vědci získali 44 vzorků. Výsledkem bylo zjištění, že se GOW systém hodí pro kontrolování srdeční frekvence při fyzické aktivitě, ale nikoli však pro klinické účely. Důvodem jsou příliš velké chyby měření pomocí tohoto systému, jehož hodnoty vyšly v porovnání s měřením pomocí 12 svodového EKG velmi odlišně. Mezi příčiny těchto chyb lze zařadit nízkou vzorkovací frekvenci, která je oproti 1 000 Hz u klasického EKG pouhých 250 Hz, odlišný RR algoritmus pro detekci kmitu R nebo použití elektrod, jež jsou u GOW systému textilní a pouze dvě. [60]

Christopher Zysset ve své dizertační práci *Integrating Electronics on Flexible Plastic Strips into Woven Textiles* [63] popisuje lehce odlišný způsob měření srdeční frekvence. Za pomoci LED diod a fotodiod umístěných v textilií zaznamenává pulzní vlny v tepně na zápěstí, a to se vzorkovací frekvencí 100 Hz a při dvou rozdílných vlnových délkách záření diod (760 nm a 870 nm). Základním principem této metody je vyzářování světla na jednom konci a jeho detekce na konci druhém. Jelikož tepnou prochází při každém vypuzení krve ze srdce více látek, které pohltí část vyzářeného světla, vzniká na fotodiodě v tento moment úbytek intenzity dopadajícího záření, čímž je na výstupu zaznamenáván pulsující signál, jehož vrcholy představují frekvenci srdečních stahů. Touto metodou zaznamenal ve 20 sekundovém úseku 25 vrcholů signálu, což představuje 75 úderů srdce za minutu, které jsou s ohledem na kapitolu 1.2.1 o tepu standardní hodnotou pro zdravého dospělého muže.

2.6 Saturace krve kyslíkem

Ve stejné práci se autor také zabýval problematikou měření saturace krve kyslíkem, přičemž použil stejné technické prvky, tedy zdroj a detektor záření. LED diody a fotodiody umístil na flexibilní plastové pásky, které byly během procesu výroby vetkány do textilie a následně propojeny měděnými dráty o průměru 71 μm ve směru zkroucení. Princip této metody je v zásadě totožný s pulzním oxymetrem, který byl popsán v kapitole 1.3. [63]

Popisovaný systém je rozdělen na dvě hlavní části. První z nich je tvořen již zmíněnými diodami, tranzistorovými prvky pro jejich kontrolu, fotodiodami a zesilovači pro převedení proudu na napětí. Druhá část je využívána především ke kontrole a získávání dat, k čemuž slouží kontrolní panel s mikrokontrolérem pro zapínání a vypínání diod a odebrání vzorků výstupního napětí. Výsledná data lze nakonec přenést pomocí USB do počítače, kde se dají uschovat či zpracovat. [63] Jedná se o takzvanou přenosovou pulzní oxymetrii, u které je detektor měřící úbytek vyslaného světla po průchodu přes tkáň umístěn naproti zdroji záření. Existuje však i reflexní metoda, při které se detektor nachází na stejné straně jako zdroj záření a měří množství odraženého světla od tkáně. [64]

Základ pro měření srdeční frekvence i saturace krve je stejný. Z výsledného signálu lze dopočítat hodnotu okysličení, neboli SpO_2 . Prvním krokem je získat přirozený logaritmus světelné intenzity pro 2 diody o rozdílné vlnové délce, který vede k zjištění světelného rozptylu $A_{760\text{nm}}$ a $A_{870\text{nm}}$. Následně se tyto hodnoty vyselektují pomocí filtru horní propust, čímž je odstraněna pomalu se měnící část signálu, která je k tomuto výpočtu nepotřebná. Důležitou oblastí signálu je pouze pulsující část, konkrétně amplituda A . Pomocí upraveného Beer-Lambertova zákona, který říká, že absorpce světla je závislá na koncentraci absorbujících částic ve vzorku, [65] je možné pomocí následujících vzorců vypočítat změny v okysličených (O_2Hb) a neokysličených (HHb) červených krvinkách. [63]

$$\Delta HHb \cdot d \cdot DPF = -0.3557 \Delta A_{760nm} + 0.1959 \Delta A_{870nm} \quad (1)$$

$$\Delta O_2Hb \cdot d \cdot DPF = 0.2469 \Delta A_{760nm} - 0.5066 \Delta A_{870nm} \quad (2)$$

Veličina d ve vzorci představuje vzdálenost mezi zdrojem a detektorem světla. DPF je diferenciální faktor délky dráhy, který zohledňuje prodloužení dráhy světla vzhledem k mnohočetným rozptylům v tkáni. Po výpočtu jednotlivých změn lze dosadit výsledky do finálního vzorce, který již nezahrnuje d ani DPF, jelikož SpO_2 je stanoveno jako poměr prvního vzorce vůči součtu obou vzorců, čímž se postupnými úpravami vykrátí. [63]

$$SpO_2 = \frac{\sigma(\Delta O_2Hb)}{\sigma(\Delta O_2Hb) + \sigma(\Delta HHb)} \cdot 100 \quad (3)$$

Hodnota SpO_2 byla vypočtena pro pětisekundové segmenty, tedy 500 vzorků. U exemplárního vzorku, na který byl tento systém aplikován, bylo zjištěno okysličení krve $94.1 \% \pm 0.4 \%$, což téměř odpovídá standardním hodnotám zdravého muže, [63] které jsou uvedeny v kapitole 1.3 o saturaci krve kyslíkem.

3 Porovnání jednotlivých metod měření

Předchozí kapitoly byly věnovány měřením EKG, srdečního tepu a okysličení krve klasickým způsobem a pomocí inteligentních textilií. Další část práce se zabývá jejich porovnáním, vyhodnocením kladů a záporů jednotlivých metod a vhodnosti jejich využití v konkrétních případech.

3.1.1 Měření EKG

Při porovnání klasických metod měření EKG a za pomoci inteligentních textilií lze dojít k několika závěrům. Dvanáctisvodové EKG měření je v současné době nejpřesnější metodou, která je však využitelná především v nemocničních zařízeních. Mezi jeho výhody lze zařadit schopnost analýzy všech 12 svodů se zvukovým upozorněním na změnu ST segmentu i v případě, že nejsou na displeji zároveň zobrazována data ze všech dostupných svodů. To znamená, že pokud jsou na monitoru zobrazovány hodnoty pouze z druhého svodu a pacient utrpí tranzitorní ischemickou ataku²², k jejíž detekci jsou nutná data z pátého svodu, ST alarm bude i přesto spuštěn. Další výhodou je zobrazení více jak jednoho svodu ve stejný čas. [66]

Nevýhodou je velký počet elektrod, i když právě tato vlastnost zajišťuje vysokou přesnost měření. Při diagnostických procesech, jako je například rentgen hrudníku, používaných 6 prekordiálních elektrod často překáží. Stejně tak při defibrilaci, kdy jsou jednotlivé defibrilační plochy obsazené právě elektrodami pro měření EKG. Dále je také velmi těžké tyto hrudní svody aplikovat u mužů s chlupatým hrudníkem, či ženám s větším poprsím. [66]

V některých případech se využívá i systému s pěti elektrodami, kde se čtyři končetinové elektrody nacházejí na shodné pozici jako u výše popisované metody a jedna hrudní elektroda, která může být umístěna na kteroukoliv standardní pozici. Nejčastěji se však pokládá na místo V1, kde je měřena srdeční arytmie. Monitory mohou při využití této metody zobrazovat pouze 2 svody zároveň, což se jeví jako jedna z nevýhod. Další je neschopnost zaznamenávat hodnoty z více jak jednoho svodu naráz. Nevýhodu lze nalézt i v malém počtu hrudních elektrod. Zároveň se však jedná i o výhodu,

²² Porucha funkce srdce trvajících několik minut bez permanentního poškození orgánu. [67]

jelikož nepřekáží při provádění dalších vyšetření. Uvedené metody mají jednu společnou nevýhodu. Pacient musí při těchto vyšetřeních ležet a být v naprostém klidu. [66]

Tento problém řeší právě chytré textilie, kde jsou běžné elektrody nahrazeny vodivými vlákny. Ty jsou nejčastěji uloženy v tričce a jsou spojeny s komunikačním zařízením, které odesílá informace do chytrého telefonu, tabletu, počítače či přímo ošetřujícímu lékaři, jenž je tak obeznámen s aktuálním zdravotním stavem pacienta. Uživateli je tak díky této technologii umožněn pohyb téměř v neomezeném rozsahu, což je největší rozdíl mezi jednotlivými metodami. Toto pozitivum v sobě ovšem skrývá i problém, jelikož s pohybem celého těla dochází i k pohybu trička a tím pádem také elektrod. Z tohoto důvodu následně vznikají nepřesnosti v naměřených datech. Další nevýhodou se zdá být odolnost vůči vodě či počasí, které se stále dostává pouze malému množství produktů. [65] *Jörg Ottenbacher* spolu s kolegy ve své práci představil jednu z možností, jak tento problém odstranit. To vše pomocí odnímatelných elektrod a dalších elektrických součástí, které lze pro případ praní trička či dalšího zacházení, jež by je mohlo poškodit, odepnout a následně opět vrátit na stejné místo. [68] Z výše uvedených informací lze usoudit, že používání inteligentních textilií je jednoznačně jednodušší a pohodlnější než klasické vyšetření u lékaře. Prozatím ovšem není tak přesné, aby mohlo spolehlivě nahradit právě vyšetření pomocí 12 svodového EKG. Zároveň jsou produkty využívající vodivá vlákna velmi drahá a stále ještě ve vývoji. [69]

Při porovnání cen klasických zařízení pro měření EKG a oděvů využívajících k tomuto procesu chytrých textilií je mezi jednotlivými produkty značný rozdíl. Přístroje pro vybavení ordinací nabízené společností POLYMED medical CZ, a.s. svou cenou začínají na hodnotě 27 800 Kč. Nejdražší produkt EKG SE-12 Express je pak ohodnocen na téměř 111 500 Kč. [70] Ve čtvrté kapitole jsou spolu s cenou popsány produkty měřící EKG pomocí inteligentních textilií. Hodnota oděvů pro dospělého člověka nepřesahuje 7 000 Kč. [71, 72] Cena dětského oděvu Exmobaby je poměrně vyšší a pohybuje se kolem 25 000 Kč. [73] Cenové rozdíly mezi jednotlivými produkty jsou dány především místem jejich využití. V ordinacích a nemocničních prostorech je potřeba velmi kvalitního a přesného zařízení. Pro běžně využívané produkty je naopak využíváno levnějších a méně kvalitnějších materiálů. Zároveň musí být cena stanovena tak, aby byl daný výrobek dostupný běžnému uživateli.

3.1.2 Měření srdečního tepu

Měření arteriálního pulsu pomocí jednoduchého položení prstu na tepnu a počítání frekvence impulsů za časový interval je neinvazivní metoda [74], která je využívána jak v domácnostech, tak i v nemocničních zařízeních. Z hlediska přesnosti měření lze však za nejlepší považovat stejnou metodu jako v přechozí případě. Pomocí klasického zdravotního vyšetření EKG je možné změřit i srdeční frekvenci. S tím se ale objevují i stejné problémy, jako je znemožnění pohybu při měření, omezení provádění dalších vyšetření v tu samou dobu či například nutnost oholení mužské hrudi pro zajištění dostatečného kontaktu elektrod s kůží pacienta.

Nejčastěji se využívá hodinek, které jsou pro sportovce již nedílnou součástí vybavení. Měření tepu pomocí přikládání prstu na speciální plošku u hodinek je sice příjemnější a jednodušší, ale je nutné zastavit či alespoň zpomalit prováděnou fyzickou aktivitu a několik vteřin čekat na načtení hodnoty na displeji. Toto čekání a přerušování činnosti je pro sportovce velkým znevýhodněním a jedná se o jednu z nevýhod této metody měření. Další je přesnost měření, která je oproti hodinkám propojeným s hrudními pásy nižší. [74] Tento druh produktu je vhodný především pro turistiku, kdy není tempo chůze tak vysoké, tudíž je možné změřit tep i bez přerušení dané fyzické aktivity. [35] U obou zmíněných metod je měření velmi jednoduché a bezbolestné. Možnost zjistit hodnotu srdečního tepu pouze za pomoci prstu a hodinek je využitelná prakticky kdekoliv, což je jeho nesmírnou výhodou. Zároveň je však nutné podotknout, že za pomoci těchto měření nelze dosáhnout veliké přesnosti jednotlivých měřených hodnot. [36]

V jednom z článků na internetovém serveru *www.livescience.com* [75] autoři popisují dva druhy produktů využívajících technologie smart textilií. V případě hodinek s hrudním pásem se díky vodivým vláknům jedná o velmi přesnou metodu měření. Vyspělejší modely obsahují i speciální kódování, díky kterému je odstraněno rušení ostatních zařízení v dosahu. To je velice užitečné například při cvičení v tělocvičně nebo běžeckých závodech, kde je více uživatelů s těmito monitory srdeční frekvence. [34] Výhodou těchto modelů oproti výše popsanému typu hodinek pro měření pulsu je jisté přesnost a rychlost zobrazení jeho hodnot. I tak se ale nejedná o nejpřesnější metodu měření. Nejčastějším problémem je pohyb hrudního pásu na těle, který proto musí být velmi pevně utažen, aby se této chybě předešlo. Tím však dochází k přílišnému škrcení hrudníku

a poškrábání kůže. Poslední metodou je monitorování srdečního tepu pomocí odražení světla od tkání. Ta, stejně jako předchozí zmíněná technologie, umožňuje neustálé monitorování srdeční frekvence. Navíc nepotřebuje ke své činnosti hrudní pás či další pomůcky. S intenzitou pohybu však její přesnost klesá a udává stále méně přesné hodnoty. Pro uživatele je to ale stále užitečná informace, díky které mohou upravit svůj trénink. [75]

Podle internetového obchodu *www.czc.cz* se cenová relace sporttesterů pro měření tepu pohybuje v rozmezí 700 Kč až po téměř 17 000 Kč. Tento interval zahrnuje i produkty s měřicími pásy, jejichž ceny se pohybují od 1 500 Kč do 16 000 Kč. Tyto rozdíly jsou dány především nabízenými funkcemi jednotlivých produktů i použitým materiálem při jejich zpracování. [76] Ceny pulzních oxymetrů jsou popsány v následující kapitole.

3.1.3 Měření okysličení krve

Při měření saturace krve kyslíkem je nejpřesnější metodou test arteriálního krevního plynu. Jedná se o lehce bolestivý proces, při kterém je odebrán malý vzorek krve z tepny, jenž je následně analyzován. Výsledky tohoto testu jsou ve srovnání s metodou pulzní oxymetrie mnohem přesnější. Zároveň zde nedochází k jakémukoliv zkreslení výsledných hodnot. Nevýhodou je čas, který je potřeba vynaložit na analýzu získaného vzorku. Ten je v porovnání s pulzní oxymetrií značně delší. Tato metoda se sice stále používá, ale pouze v nezbytných případech. [77]

Jako bezbolestná alternativa slouží právě zmíněná pulzní oxymetrie. *Tom Wagner* popsal ve svém článku *The Advantages of Pulse Oximetry* [77] výhody měření saturace krve kyslíkem pomocí oxymetru. Mezi ně řadí především rychlost, se kterou je zařízení schopno zobrazit výslednou hodnotu. Tu dokáže pacientovi či ošetřujícímu lékaři sdělit během vteřiny. Jako další bod uvádí jednoduchost použití. Pozitivem je i to, že samotné zařízení je neinvazivní a poměrně spolehlivé. V případě nedostatečné síly pulsu v prstech je také možnost umístění oxymetru na ušní lalůčku či špičku nosu.

Amy O'Connell, autorka článku *Disadvantages of Pulse Oximetry* [78], popisuje naopak nevýhody měření saturace krve kyslíkem pomocí této metody. První z nich je omezená přesnost. Na trhu je dostupných několik modelů oxymetrů od různých výrobců, přičemž v průměru dosahují přesnosti zhruba 90 %. Dále se jeví

jako neefektivní při nedostatečném průtoku krve tkáněmi. V případě, že pacient trpí hypotermií či jinými poruchami, které zabraňují dostatečnému průtoku krve, oxymetr sice rozpozná standardní hladinu kyslíkem nasyceného hemoglobinu, ale již nezaznamená nedostatečný průtok krve. Podobné je to v případě pacientů, kteří trpí ztrátou červených krvinek. Zbylé krvinky mohou být všechny nasyceny kyslíkem, tudíž oxymetr bude ukazovat pozitivní hodnoty. Nejistí však, že je v těle jejich nedostatek pro přenos potřebného množství kyslíku. Měření dokáže ovlivnit i skutečnosti, jako například umístění oxymetru na umělý či nalakovaný nehet. Stejně tak může být snímané světlo ovlivněno i kožním pigmentem. V neposlední řadě jsou pulzní oxymetry citlivé na pohyb. Pohybováním části těla, na kterém je připevněno toto zařízení lze dosáhnout toho, že na něm bude naměřena extrémně nízká hodnota.

Na principu pulzních oxymetrů jsou také založená měření saturace krve pomocí inteligentních textilií. V článku *Development of a luminous textile for reflective pulse oximetry measurements* je popsán plně textilní pulzní oxymetr. Tato fotonová textilie pracuje v reflexním módu, což znamená, že neměří úbytek vyzářeného světla na druhé straně tepny, ale naopak detekuje množství světla odraženého nazpět. Tím získává výhodu oproti takzvaným přenosovým oxymetrům, jelikož není téměř omezen místem použití. Tento produkt lze umístit na části těla jako je čelo, ruka, hrud' a další. [79] S jeho pomocí lze provádět měření prakticky neustále a není ani omezen pohyb pacienta. Narůstají zde ovšem problémy s přesností výsledných hodnot, jelikož pohyb vnáší do měření určité množství interferencí, které mohou zkreslit konečnou informaci o saturaci krve kyslíkem. [77, 78]

Ceny pulzních oxymetrů jsou děleny zejména na dvě části. Zařízení vhodná do ordinací i domácností se pohybují v rozmezí od 2 000 Kč do 5 000 Kč. [80, 81] Dalším typem jsou stolní oxymetry, které jsou spíše využívány v nemocničních zařízeních. Naměřenou hodnotu zobrazují na velkých LCD displejích a nabízejí i možnost uložení výsledku do vnitřní paměti. Tyto vlastnosti se tak odrážejí na ceně, která v tomto případě začíná na 28 798 Kč u nejlevnějšího produktu a dosahuje až na 48 158 Kč. [82]

4 Dostupné produkty na trhu chytrých textilií

Na trhu s chytrými textiliemi je v současné době mnoho výrobků určených k běžnému používání. V následujícím textu jsou uvedeny, popsány a zhodnoceny vybrané z nich.

4.1 Adidas miCoach

Jednou ze společností pohybující se na trhu s inteligentními textiliemi je německá firma Adidas, která se zabývá především výrobou oděvů pro volný čas a sport. Právě pro sportovce vyvinula ve spolupráci se společností Textronics, Inc. sportovní tričko pro muže (viz Obr. 4.1) a podprsenku s tílkem pro ženy NuMetrex obsahující senzory v podobě vodivých vláken pro monitorování srdeční frekvence.

Základním prvkem těchto produktů jsou speciální vláknové elektrody, které slouží ke snímání již zmíněného tepu a jsou vetkány přímo do oděvu. Samotné tričko je vyrobeno z velice elastického materiálu, jenž obepíná tělo tak pevně, aby nedocházelo k pohybu elektrod. Zároveň však nabízí uživateli potřebný komfort. Jedná se o takzvanou Quick-drying nylon/Lycra látku, která umožňuje podporu a volnost pohybu, přičemž je zlepšen odvod potu z těla a proudění vzduchu. Všechny tyto parametry napomáhají při získávání poměrně přesných hodnot. Představují tak alternativu k nejčastěji používaným hrudním pásům, které jsou však často nepohodlné, dřou se o kůži, při sportování se pohybují a kloužou z těla. Výsledky jejich měření jsou navíc i více nepřesné. [83]



Obr. 4.7: Pánské tričko Adidas miCoach [84]

Senzory získané informace jsou přivedeny do malého vysílače, který lze jednoduše připnout a odepnout na oděv. Pomocí tohoto zařízení lze přenášet naměřené hodnoty na kompatibilní hodinky, chytrý telefon, tablet, stolní počítač či další zařízení, kde jsou průběžně aktualizovány. Touto cestou je uživatel neustále informován o aktuální hodnotě srdeční frekvence, spálených kaloriích či celkovém výkonu a jeho případném zlepšení. [83]

Jason Saltmarsh popisuje na své internetové stránce, zaměřené především na běh a zdravý životní styl, svoji osobní zkušenost právě s tričkem společnosti Adidas (viz Obr. 4.1). K zobrazení naměřených hodnot využíval GPS hodinek pro běžce, které synchronizoval podle svých slov během několika sekund. Tím poukazuje na fakt, že je pro tuto funkci možné využít téměř jakýchkoliv zařízení. Pro mobilní telefony pak společnost Adidas nabízí přímo za tímto účelem vyvinutou aplikaci *miCoach*, jež kromě monitorování srdečního tepu nabízí i kompletní systém pro trénování. Ten obsahuje například hlasové komentáře pro zjednodušení přenosu informací, zveřejnění dosažených výsledků či následného získání profesionální zpětné vazby. Samotné tričko *Saltmarsh* popisuje jako velmi příjemné a pohodlné s futuristickým vzhledem. Produkt testoval na téměř 10 kilometrové trati, během které se tričko na těle nijak nepohybovalo, švy nezpůsobovaly jakékoliv odřeniny a senzory pro měření byly stále na stejném místě. Na začátku běhu ovšem narazil na problém, jelikož k zobrazení aktuální hodnoty tepu došlo až po necelém kilometru. Tento nedostatek lze odstranit pouhým navlhčením vnitřní strany elektrod, čímž se zvýší jejich vodivost. Na konci svého článku shrnuje své pocity z celého testování této technologie. Mezi pozitiva patří, že se tričko při pohybu nijak nehýbe, neřeže do kůže jako hrudní pásy, skládá se pouze z jednoho kusu, čímž je zjednodušena přeprava sportovního vybavení, a napomáhá ke zlepšení kardio tréninků. Stejně tak však nachází negativa, mezi které řadí například dlouhou dobu mezi načítáním informací, chybu v měření při pozastavení hodinek či přílišnou těsnost trička, jež může být pro některé jedince velice nepříjemná. [85]

Dále se tímto tričkem zabýval autor článku publikovaného na internetové stránce *www.runningshoesguru.com*. Jeden z redaktorů otestoval tento produkt při běhu dlouhém 16 km, což je o 6 km více než v předchozím příkladu. Oba autoři se shodují s názorem, že je tento oděv velice pohodlný a příjemný po celou dobu výkonu, což je způsobeno velmi dobrou prodyšností a odvodem potu. V článku je ovšem popsáno i obtížné oblékání trička,

kteří je zapříčiněno ne příliš velkou elasticitou integrovaného pásu s elektrodami. Ten není tak flexibilní jako zbytek oděvu. Tato vlastnost je samozřejmě nepostradatelná pro přesnější měření. Při manipulaci s produktem však může znamenat jisté potíže. Samotná technologie pro měření srdečního pulsu je v článku popsána jako nepříliš přesná. V tomto testování nedošlo ke zpožděnému zaznamenávání tepu, jelikož elektrody byly předem navlhčeny. Problémem však bylo, že během běhu došlo k téměř okamžitému poklesu tepu zhruba na poloviční hodnotu a po dalších 20 minutách byl zaznamenán opětovný nárůst na původní hladinu. To vše se po určité chvíli opakovalo znovu po kratší časový úsek. Sama společnost Adidas tento jev přiřadila nepřesnosti měřicích elektrod. Závěrem autor článku doporučuje toto tričko uživatelům, kteří se spokojí s ne vždy přesnými informacemi, a však chtějí mít při sportovním výkonu pohodlí. Pro ty, co chtějí lepší náhradu za hrudní pásy, není tento produkt příliš vhodný. [71]

Tab. 4.2: Ceny jednotlivých produktů firmy Adidas [71]

Produkt	Cena
Pánské tričko s krátkým rukávem	1 592 Kč
Pánské tričko bez rukávů	1 515 Kč
Dámská podprsenka	1 411 Kč
Bluetooth vysílač + hrudní pás	1 540 Kč
NuMetrex vysílač (bez Bluetooth)	488 Kč

Z tab. 4.1 je vidět, že se ceny produktů společnosti Adidas pohybují okolo 1 500 Kč. Jednotlivá trička či podprsenky pro ženy se však prodávají bez vysílače. Výsledná cena tak může být vyšší než 3 000 Kč.

4.2 OMsignal Biometric Smartwear

Podobným výrobkem jako výše popsané tričko je inteligentní oděv od firmy OMsignal. Tato společnost momentálně nabízí pouze pánská trička s rozdílnou délkou rukávů, která slouží k monitorování nejen srdečního pulsu. Jeho podoba je zobrazena na obr. 4.2. Dále na trh umístila i tričko bez rukávů, které bylo navrženo k běžnému nošení, přičemž má uživatel stále k dispozici informace získávané ze svého oděvu.



Obr. 4.8: Tričko s krátkými rukávy od společnosti OMsignal [86]

Stejně jako u předchozího produktu se jedná se o funkční tričko, které bylo vyrobeno za účelem komfortu, odolnosti a technické vybavenosti při sportovním výkonu. Samotný výrobce jej popisuje jako adaptabilní na jakoukoliv postavu, jelikož vytvoří tak na těle super jemnou druhou kůži. Zároveň je ale velmi odolné, svou elasticitou zlepšuje cirkulaci krve a rekonvalescenci svalů, zabraňuje nepříjemnému zápachu po fyzické aktivitě a díky své klimatické kontrole a odvodu potu udržuje tělo neustále v optimální teplotě. [87] Funkce celého systému je založena na vodivých vláknech, která jsou stejně jako v předchozím případě umístěna v oblasti hrudníku. Ta přenášejí biometrické signály do modulu, který je následně zpracuje a bezdrátově odešle do propojeného telefonu pomocí Bluetooth. [88] Tento modul je vyroben z takových materiálů, aby nebyl poškozen vodou ani potem a má výdrž až 10 tréninkových jednotek, což lze přirovnat 24 hodinám nepřetržitého používání. Pomocí aplikace, vytvořené stejnou společností právě k tomuto produktu, se k uživateli nakonec dostanou prostřednictvím chytrého telefonu informace o srdečním tepu, spálených kaloriích, počtu provedených kroků či počtu nádechů. [87]

Kevin C. Tofel ve svém článku popisuje zmiňovaný produkt a svou osobní zkušenost s jeho praktickým použitím. Mimo jiné se zmiňuje i o kompresi samotného trička, která je ve srovnání s jinými funkčními oděvy o něco větší, což se mu zdá být pozitivní ze dvou důvodů. Prvním z nich je pocit, že je člověk oblečen do velice odolného a kvalitního materiálu. Druhým z nich je skutečnost, že je zajištěn lepší kontakt vláken s kůží, čímž je dosaženo zisku přesnějších informací. Dalším plusem shledává možnost

snadného zacházení, jako je například praní. Po jednoduchém odejmutí vysílacího modulu je tričko zbaveno jakékoliv elektroniky a může tak být bez problému namočeno a vypráno stejně jako běžné oblečení. [87]

V tab. 4.2 jsou uvedeny ceny jednotlivých produktů. Ve srovnání s výrobky značky Adidas jsou tyto oděvy ohodnoceny téměř dvojnásobnou částkou. Pro běžné uživatele se tak stávají téměř nedostupné a využití naleznou především u profesionálních sportovců.

Tab. 4.3: Ceny produktů společnosti OMsignal [72]

Produkt	Cena
OM Adventure – Fitness dlouhé rukávy	3 323 Kč
OM Endurance – Fitness krátké rukávy	3 067 Kč
OM Strength – Fitness bez rukávů	2 812 Kč
OM Focus – Životní styl bez rukávů	2 556 Kč
Vysílací modul + libovolný oděv	6 366 Kč

4.3 Exmobaby

Smart textilie neslouží pouze dospělým lidem a sportovcům. Společnost Exmovere se zaměřuje na vývoj a produkci inteligentních oděvů pro novorozence. Nejnovějším produktem je Exmobaby, což je bavlněné pyžamo se snímatelným pásem, [89] ve kterém jsou umístěny textilní vodivé biosenzory [90] pro snímání EKG signálu. Na vnější straně jsou umístěny pohybové senzory, teploměr, baterie či FM vysílač, který odesílá získané informace do procesní stanice umístěné ve vzdálenosti maximálně 6 metrů. Tu lze následně naprogramovat tak, aby pomocí Bluetooth či 3G sítě odesílala důležitá upozornění na mobilní telefon, tablet či počítač pomocí SMS zprávy nebo e-mailu. Celkově je oděv velice příjemný a především bezpečný. Bezdrátové komponenty a veškerá elektronika je uložena ve vzdálené stanici, takže nedochází k žádnému kontaktu s dítětem. Za běžných podmínek odesílá FM vysílač informace každé 3 minuty, což znamená velmi nízkou hodnotu využívané energie. Systém se tak téměř nezahřívá a produkuje minimum radiace. Samotný systém není pro novorozence nijak nebezpečný. Pás s vodivými vlákny neobsahuje žádné části, které by dítě mohlo spolknout. Zároveň je pro něj nemožné, aby samotný pás odepnulo. Pro dospělého člověka je to naopak velice snadný úkon. Pyžamo je vyrobeno z již zmíněné bavlny, takže ho lze

bez jakýchkoliv problémů vyprat a znovu použít. Dále je také hypoalergenní, velmi lehké a nedráždivé. [89]

V jednom z článků na serveru *www.globenewswire.com* se autoři zabývají právě tímto produktem, který je určen zejména matkám mající první dítě. Pomocí této technologie mají možnost vidět na svém telefonu či počítači ikony upozorňující na tlukot srdce, emocionální stav či stupeň aktivity jejich potomka. Tímto způsobem chce společnost Exmover ulehčit rodičům, kteří se obávají spánkové apnoe, udušení či dalších nebezpečí spojených se syndromem náhlého úmrtí nemluvněte. Vzhledem k těmto informacím je Exmobaby uvedeno na trh zejména v zemích, v nichž je tento syndrom nejvíce rozšířen. Mezi tyto oblasti lze zařadit například Německo, Japonsko, Jižní Koreu, Velkou Británii nebo Spojené státy americké, [90] kde nečekaně umírá téměř 3 500 nemluvnat za rok. [91] Tento produkt využívá domácí bezdrátové sítě a je zaměřen na aplikace s rádiovou frekvencí pro přenos malého počtu dat, větší výdrž baterie a síťové zabezpečení. Produkt je tak spolehlivý a zároveň kompatibilní s velkým množstvím USB a mini SD slotů dongle zařízení, jako jsou mobilní telefony. Dalším pozitivem je schopnost systému učit se z pohybů a emocionálních stavů novorozence, čímž se stane chytřejším a bude je moci přesněji určovat a předpovídat. [90]

V tab. 4.3 je uvedena cena dostupných verzí produktu Exmobaby. Základní model zahrnuje jednu pyžama, 6 měsíců on-line služeb, software pro počítač či chytrý telefon a vysílač. Model Deluxe se liší pouze v počtu oděvů. Zákazník při volbě této verze obdrží každou ze čtyř velikostí, což je oceněno téměř 40 000 Kč. Momentálně je tedy produkt určen především pro nemocnice. Běžný rodič bude muset několik let počkat, než se tento produkt stane cenově dostupným i pro něj. [73]

Tab. 4.4: Ceny jednotlivých verzí produktu Exmobaby [73]

Produkt	Cena
Základní model	25 206 Kč
Model Deluxe	63 014 Kč

4.4 Ostatní produkty

Stephen Davies zveřejnil na serveru *www.bionicy.com* seznam 13 výrobců a jejich inteligentních produktů, které jsou momentálně dostupné na trhu. Kromě již zmíněných

OMsignal a Exmobaby je na seznamu také například Hexoskin, kanadská společnost, která je hlavním dodavatelem vest s biometrickou zpětnou vazbou. [92] Funkce tohoto produktu je založena na snímání životních funkcí a pohybu pomocí 3 druhů senzorů. Srdeční senzory jsou tvořeny z 3 textilních elektrod v uspořádání 1 svodového EKG, pomocí něhož jsou získávány informace o funkci srdce, jako je puls či samotný průběh EKG. Senzory dechu jsou stejně jako srdeční umístěny v pásech na hrudi a břicho, kde snímají funkci plic. Jejich rozložení je vidět na obr. 4.3. Za jejich pomoci je k uživateli přenesena informace o frekvenci dýchání či kapacitě jeho plic. Pohybové senzory jsou pak umístěny v přídatném zařízení, které se připevňuje na bok, a kromě tempa či počtu kroků při sportu také odesílá data do mobilního telefonu pomocí Bluetooth. [93] Cena celkového produktu se mění s rozličnou délkou rukávů či obsahem balení. Pro příklad lze uvést cenu pánského trička bez rukávů, která je v kompletní verzi, tedy s měřicím zařízením, Hexoskin aplikací a USB kabelem pro nabíjení, stanovena na 10 066 Kč. [94]



Obr. 4.9: Umístění elektrod u tílka Hexoskin [94]

Dalším zajímavým produktem je takzvaný „Bioman“ od tchajwanské společnosti AIQ. Jedná se o tričko, které měří srdeční puls, respirační frekvenci či teplotu těla. Zároveň má velký potenciál pro měření vlhkosti kůže nebo elektrofyziologických signálů, jako je EKG, EEG a EMG. Tričko je vyrobeno z vodivých vláken, jež jsou sešita z příze z nerezové oceli a pomocí integrovaného Bluetooth vysílače odesílá data do chytrého telefonu pro následnou analýzu. [92]

Měření životních funkcí není nutné provádět pouze na trupu, čehož využila společnost Myontec, která nabízí Mbody kraťasy zejména pro profesionální sportovce. Důvodem je jejich cena ve výši 19 425 Kč, která je pro rekreační sportovce ve většině

případů odrazující. Díky vetkaným senzorům je uživatel neustále informován pomocí mobilního telefonu o tepu, rytmu, rychlosti či vzdálenosti běhu nebo jízdě na kole. Všechna naměřená data jsou odeslána pomocí vysílacího zařízení, které je v tomto případě umístěno na přední straně v oblasti pasu. [92]

Vědci z arizonské university vyvinuli oděv na ještě nižší část lidského těla, a to ponožky. Jedná se o pár chytrých ponožek, které byly navrženy speciálně pro lidi s cukrovkou, jenž často trpí ztrátou citění bolesti a stávají se tak nevědomými vůči vývoji vředů. Tento produkt využívá optických vláken a senzorů, které monitorují teplotu, tlak a úhly kloubů v chodidle. Díky tomu dokáží upozornit uživatele či pečovatele o jakémkoliv nastalém problému. [92]

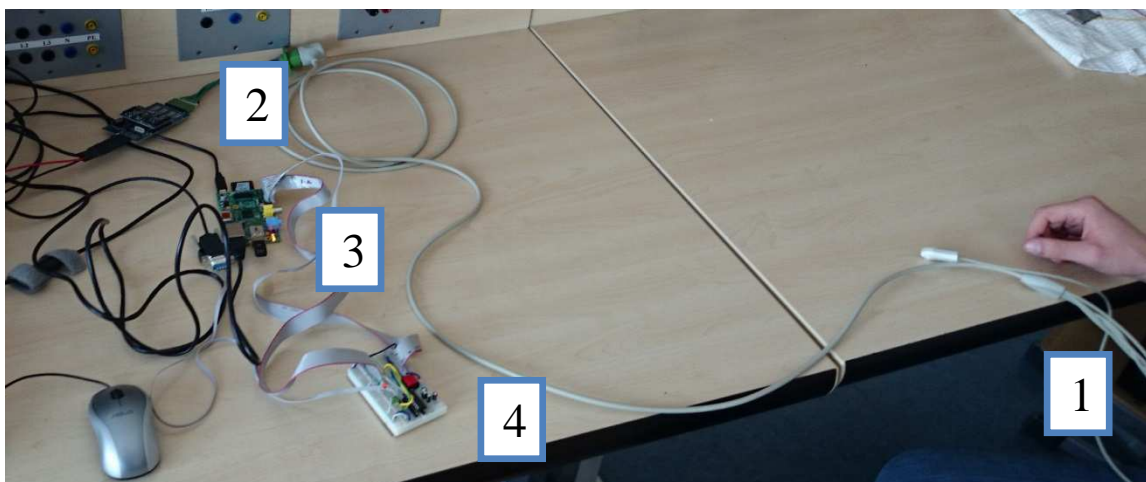
Na trhu s inteligentními textiliemi se postupem času objevuje stále více produktů. Jedná se zejména o trička, jelikož nabízejí největší počet možností měření jednotlivých životních funkcí. Nejčastěji se lze setkat s oděvy pro profesionální sportovce, kteří využívají získaných informací a následné analýzy pro zlepšení svých výkonů. Pro běžného uživatele jsou zmíněné produkty prozatím téměř nedostupné a to především kvůli jejich ceně. Ta se ve většině případů pohybuje nad hranicí 5 000 Kč. Je však jisté, že bude postupem času docházet k větší komercializaci a snižování ceny, čímž se výrobky stanou dostupnějšími i pro ostatní skupiny obyvatel, kteří také požadují nepřetržitou kontrolu svého zdravotního stavu.

5 Praktická měření

V následující části práce je uveden popis experimentálních měření provedených na dvou rozdílných vzorcích inteligentních textilií. Prvním z nich byly 2 textilní pásy, které byly vyrobeny přímo na Katedře technologií a měření Západočeské univerzity v Plzni. Měřicí elektrody byly připraveny z vodivých šicích nití ELITEX, vyvinutých v TITV v Německu. Druhý vzorek představovaly 2 inteligentní oděvy v podobě podprsenek, jejichž schopnost snímání životních funkcí byla opět založena na funkci vodivých vláken. Výrobce těchto produktů byla společnost JITEX Comfort s.r.o. Pro lepší přehlednost a porovnání získaných hodnot jsou v příloze A k dispozici grafy k jednotlivým měřením.

5.1 Měřicí systém

Na obr. 5.1 je vidět kompletní zapojení jednotlivých technických prvků pro přenos a zpracování naměřených hodnot. O jeho návrh a realizaci se postaral student navazujícího studia Bc. Tomáš Brynda, který se také účastnil obou měření.



Obr. 5.10: Zapojení měřicího systému

Měřicí pásy i inteligentní podprsenky byly spojeny kabely (1) s EKG modulem (2). Ten zpracovával hodnoty z elektrod a výsledná data posílal do Raspberry (3). Tento mikropočítač sloužil pro ukládání dat na SD kartu a zároveň i odesílání aktuálních hodnot pomocí bezdrátové technologie Bluetooth do mobilního telefonu. Samotná přenosová cesta probíhala protokolem RFCOMM. Pro okamžité zobrazení průběhu EKG v tomto zařízení sloužila mobilní aplikace, která byla naprogramována v jazyce JAVA a stejně jako ostatní prvky byla vytvořena speciálně pro tato měření. Poslední částí byla

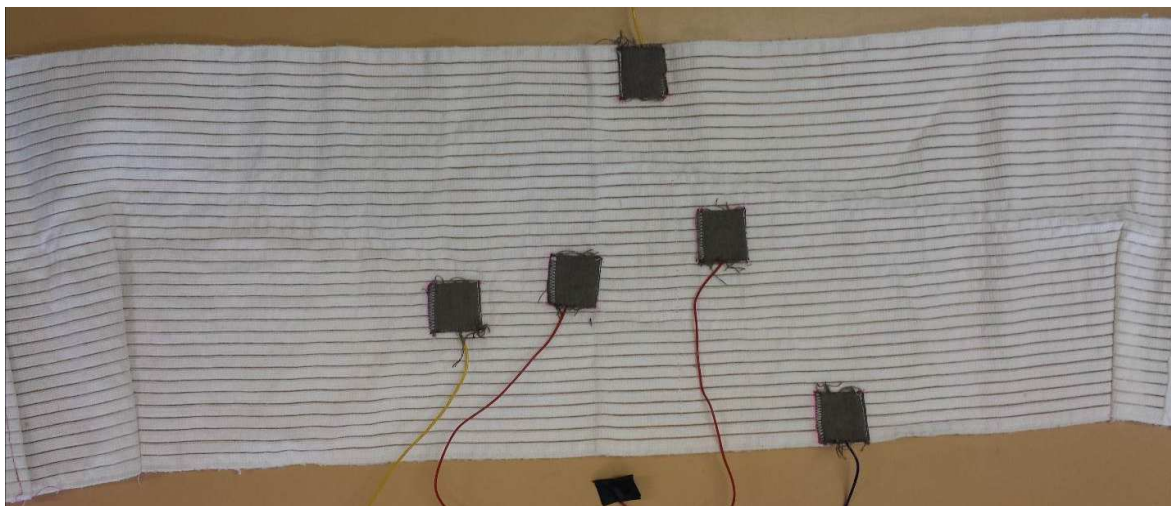
měřicí deska (4), jež sloužila k zapnutí a vypnutí systému a zároveň zajišťovala komunikaci mezi EKG modulem a Raspberry. Pro signalizaci jednotlivých stavů byly použity dvě LED diody. Zelená dioda signalizovala zapnutý stav, kterého bylo docíleno stiskem ovládacího tlačítka. Červená naopak poukazovala na vypnutý stav.

5.2 Měření pomocí pásů s textilními elektrodami

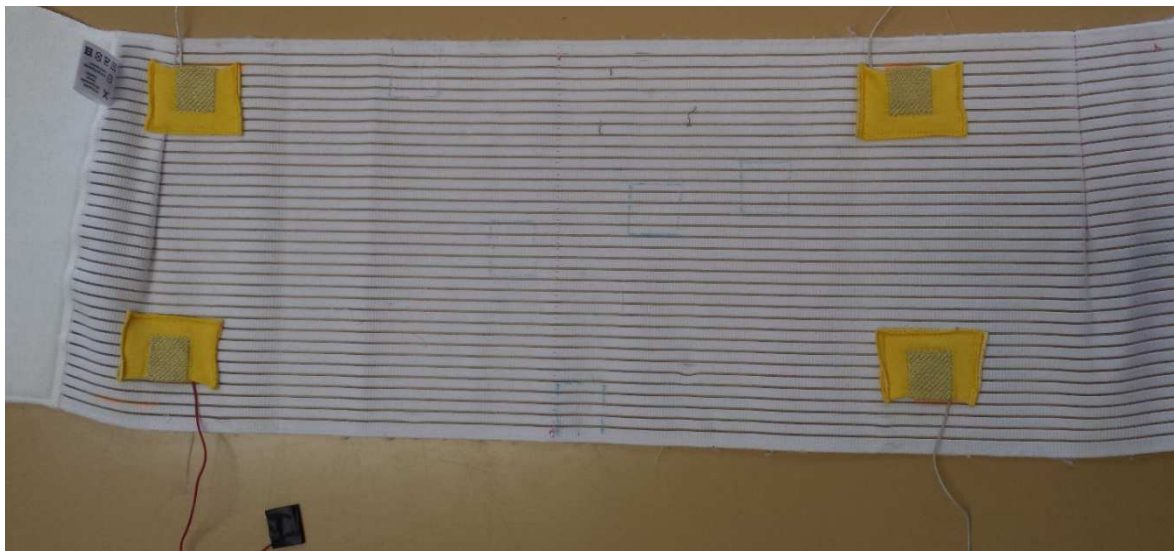
Za spolupráce dalších dvou studentů a pomoci pana Ing. Radka Soukupa, Ph.D. bylo provedeno měření dvou textilních pásů s měřicími elektrodami. Student navazujícího studia Bc. Tomáš Brynda v rámci své diplomové práce navrhl a sestavil samotný systém měření a přenosu informací, který byl při měření používán. Jeho podobu lze vidět na obr. 5.1. Jednalo se především o monitorování EKG a respirační frekvence v klidovém stavu dobrovolníka, při lehké a větší zátěži, což je tématem diplomové práce Bc. Jana Hovorky, dalšího z účastníků měření.

5.2.1 Postup měření pomocí textilních pásů

Celkem bylo provedeno 5 měření, jejichž délka byla 2 minuty a bylo při nich použito dvou různých druhů pásů. Na obr. 5.2 je vidět první z pásů, který byl starší a hůře držel na těle, jelikož byl až příliš volný. Druhý pás byl naopak velmi těsný a stabilní, čímž se měření zpřesnilo. Jeho podobu lze vidět na obr. 5.3. Výsledné naměřené hodnoty jsou zobrazeny v grafech v příloze A.



Obr. 5.11: Měřicí pás s pěti hrudními elektrodami



Obr. 5.12: Měřicí pás se čtyřmi zádovými elektrodami

5.2.2 Měření pásem s pěti elektrodami v klidovém stavu

K měření byl nejprve použit první pás, v němž bylo integrováno pět elektrod. Ty byly před umístěním na hrudník dobrovolníka navlhčeny vodou pro zlepšení vodivosti, do které byla přidána sůl. Tento pokus však proběhl nesprávně, jelikož během měření došlo k odpojení jednoho svodu z důvodu špatného kontaktu, čímž se na výstup dostaly informace pouze ze 4 elektrod. Vzhledem k této technické závadě nejsou výsledky tohoto měření v práci uvedeny. Nicméně bylo ještě jednou opakováno s lepším upevněním jednotlivých kabelů a jeho průběh je popsán v kapitole 5.2.6.

5.2.3 Měření pásem se čtyřmi elektrodami v klidovém stavu

Pro získání lepších výsledků byl k dalšímu měření zvolen novější pás, jehož vlastnosti byly o poznání lepší. Pro navlhčení bylo v tomto případě použito pouze čisté vody z důvodu nejistoty, zda nebyl předchozí nezdar způsoben i přidáním soli v kapalině. Rozdíl byl i v umístění a počtu elektrod. Pás obsahoval celkem 4 elektrody, které byly pokládány na záda. Měření probíhalo v klidovém stavu, při kterém dobrovolník seděl na židli bez jakéhokoliv pohybu po dobu 2 minut. Po krátkém vyhodnocení a uložení výsledků bylo měření zopakováno. Výsledky z prvního měření jsou zobrazeny na obr. 6.1, který se nachází v příloze A.

5.2.4 Měření pásem se čtyřmi elektrodami při mírné zátěži

Jelikož bylo ve výše popsáných pokusech dosaženo poměrně dobrých výsledků, bylo měření aplikováno při lehkém pohybu dobrovolníka. Při plynulém zvedání rukou, které čítalo 40 zdvihů za minutu, došlo již ke zkreslení hodnot. Při druhém pokusu byl počet pohybů snížen na 20 zdvihů rukou za 1 minutu. Na obr. 6.2 a 6.3 v příloze A lze pozorovat rozdíl průběhů s odlišnou zátěží a míru jejich zkreslení oproti měření v klidovém stavu.

5.2.5 Měření pásem se čtyřmi elektrodami při větší zátěži

Čtvrté měření zahrnovalo pohyb celého těla, kdy bylo dobrovolníkem provedeno 24 dřepů za dobu trvání celého pokusu. Následně byl počet těchto fyzických úkonů zdvojnásoben a došlo k porovnání výsledků. Ty byly i přes složitější pohyb přesnější než u předchozího měření, což je patrné z obr. 6.4 a 6.5 v příloze A.

5.2.6 Opakované měření pomocí pásu s pěti elektrodami v klidovém stavu

Pro možnost porovnání výsledků z měření na jednotlivých pásech byl ještě jednou proveden postup z prvního pokusu s rozdílem, že byly jednotlivé svody lépe upevněny. Pás byl také více utážen, aby byl zajištěn lepší kontakt elektrod s kůží. Tyto kroky nakonec zajistily úspěšný průběh měření i na tomto starším pásu. Jeho výsledky jsou vyobrazeny v příloze A, konkrétně na obr. 6.6.

5.3 Měření pomocí podprsenek s vodivými vlákny

Druhé experimentální měření probíhalo na inteligentním oděvu v podobě podprsenky z elastického materiálu s vodivými vlákny ve funkci elektrod pro zaznamenávání průběhu EKG. Za pomoci pana Ing. et Ing. Petra Kašpara, Ph.D. a již zmíněných dvou studentů z předchozího měření byly použity 2 rozdílné vzorky podprsenek od firmy JITEX Comfort s.r.o. Ty se od sebe lišily počtem elektrod a svou velikostí, přičemž měřicí systém byl použit stejný jako při předchozím pokusu.

5.3.1 Postup měření

Měření nejprve probíhalo na podprsence o menší velikosti s dvěma elektrodami, které byly tvořené vodivými vlákny uspořádanými do 8 vertikálních pásů. Jejich umístění

je vidět na obr. 5.4. Druhý oděv byl v porovnání s prvním větší a obsahoval i více elektrod. Ty byly v tomto případě 4 a vlákna byla ve formě horizontálních pásů.



Obr. 5.13: Měřicí oděv se dvěma elektrodami

Před začátkem měření bylo nutné zjistit, zda jsou všechna vlákna vodivá a vzájemně propojená. U prvního vzorku se ukázalo, že svou funkci plní pouze dva pásy elektrod, které se nacházely u druků. V druhém případě bylo vše funkční.

5.3.2 Měření pomocí podprsenky s dvěma elektrodami v klidovém stavu

Toto měření probíhalo v klidovém stavu na dvou elektrodovém vzorku. Zde bylo nutné ještě před začátkem samotného procesu měření obrousit připojovací druky, aby byla zlepšena vodivost kontaktu. Dále bylo nutné spájet dohromady kontakty pro připojení kabelů k měřicímu systému. Po dokončení těchto úprav proběhlo zapojení a první pokus měření, které probíhalo se suchými elektrodami. Při spuštění však systém nahlásil chybu v podobě nepřipojených elektrod. To bylo zapříčiněno nedostatečně vysokou vodivostí kontaktu mezi vodivými vlákny a kůží, což bylo vyřešeno navlhčením obou ploch obyčejnou vodou. Tento zjištěný fakt koresponduje se stejným problémem popsaným Jasonem Saltmarshem, jenž je uveden v kapitole 4.1. Při opětovném spuštění bylo vše funkční a na obr. 6.7 v příloze A jsou vidět výsledné hodnoty a samotný průběh.

5.3.3 Měření pomocí podprsenky s dvěma elektrodami při mírné zátěži

Další měření bylo odlišné od předchozího zvýšenou zátěží v podobě zvedání rukou dobrovolníka. Stejně jako u měření na pásech, došlo i zde k velkému zkreslení, které bylo v porovnání s výsledky obou pásů mnohem větší. To je způsobeno především silou obepínání jednotlivých textilií a umístění elektrod. Výsledky měření jsou zobrazeny

v příloze A v grafu 6.8. Jeho podoba je od ideálního průběhu EKG křivky naprosto odlišná. Na základě zjištěných výsledků při lehké zátěži nebylo potřebné provést měření při provádění dřepů, jelikož by nastal stejný problém, který byl v daném okamžiku neřešitelný.

5.3.4 Měření pomocí podprsenky se čtyřmi elektrodami v klidovém stavu

Poslední měření proběhlo na druhém vzorku v klidovém stavu, jehož podoba je zobrazena na obr. 5.5. Ten byl výrobcem zkonstruován bez druků, proto bylo nutné připájet kontakty pro svody přímo na připravené kovové úchyty v textilií. Pro porovnání byly nejprve použity suché elektrody, ale ani v tomto případě nebyl systém schopen zaznamenat jakékoliv hodnoty. Tento problém nebyl vyřešen ani po jejich navlhčení. Po následné kontrole bylo zjištěno, že nedostatečný kontakt mezi kůží a vodivými vlákny byl způsoben velikostí oděvu, která byla větší než v předchozím případě. Pro naměření průběhu EKG musely být vodivostní pásy během měření tisknuty k tělu rukama uživatele. Výsledek je patrný na obr. 6.9, který se nachází v příloze A. Vzhledem k tomuto nedostatku byla měření v zátěži s daným vzorkem vynechána.

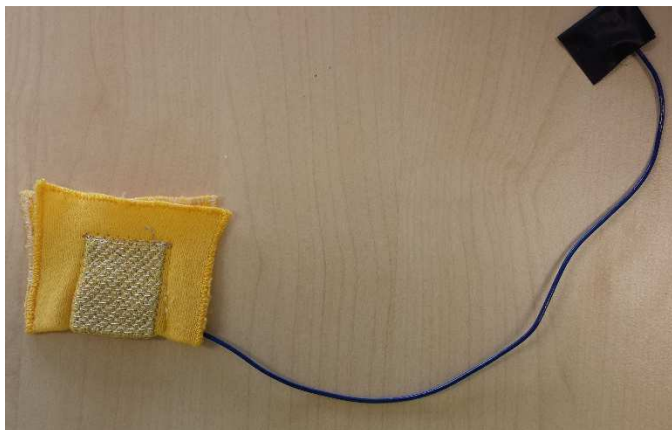


Obr. 5.14: Měřicí oděv se čtyřmi elektrodami

5.4 Hodnocení výsledků a porovnání

Z porovnání naměřených hodnot a výsledných průběhů EKG u jednotlivých měření lze zjistit několik informací. Obr. 6.1 zobrazuje průběh v klidovém stavu, který byl změřen pomocí pásu se čtyřmi textilními elektrodami. Jejich podoba je vidět na obr. 5.6. Lze na něm nalézt jednotlivé segmenty popsané v kapitole 1.1.4. Obr. 6.2 a 6.3 v příloze A obsahují naměřené hodnoty při rychlém a pomalém zvedání rukou. V porovnání s klidovým stavem jsou tyto průběhy hodně zkreslené. Patrný je sinusový průběh obou

křivek, jehož perioda je odlišná pro rozdílné frekvence zdvihání rukou a na kterém je následně superponován samotný průběh EKG. Základní sinusová křivka při rychlém pohybu opakuje svůj průběh po přibližně jedné sekundě. U pomalého pohybu pak lze tuto hodnotu stanovit na necelých 2,5 s.



Obr. 5.15: Textilní elektroda z měřicího pásu

Při větší zátěži je toto zkreslení o něco menší. To je závislé především na pohybu elektrod po těle. Jelikož u dřepů se pohybují zejména nohy a hrudník se zády téměř neovlivňují polohu jednotlivých elektrod, při zvedání rukou horní část těla pracuje mnohem více a samotný pás nedokáže udržet polohu elektrod neměnnou. Z porovnání jednotlivých průběhů při vysoké zátěži je opět zřejmé výraznější zkreslení u rychlejšího pohybu. Vzhledem k těmto rušením však nelze popsat správnost výsledků ze zdravotního hlediska. Jednotlivé průběhy jsou uvedeny na obr. 6.4 a 6.5 v příloze A.

Na obr. 6.6 je vidět průběh EKG při měření pásem s pěti textilními elektrodami v klidovém stavu. V porovnání s grafem 6.1 jde téměř o totožnou kvalitu naměřených hodnot, které se liší pouze svou velikostí. Velikost R kmitu v tomto případě dosahuje 200 mV, jelikož bylo toto měření provedeno hned po předchozím provádění dřepů.

Obr. 6.7 a 6.9 zobrazují průběhy měření v klidovém stavu pomocí dvou prototypů podprsenek využívajících vodivá vlákna jako textilní elektrody. První z nich je naměřen pomocí 2 elektrodového oděvu. Zde je šum přítomen i během měření bez zátěže. Také druhý průběh vykazuje velkou míru nepřesnosti, kdy jeden z kmitů v čase 7,392 s dosahuje hodnot nesrovnatelně vyšších než v jiném časovém úseku. Tyto výkyvy se v průběhu měření stále opakovaly. Obr. 6.8 zobrazuje velmi zkreslený průběh

EKG křivky naměřené při zvedání rukou. Tento pohyb zapříčinil posouvání elektrod v průběhu celé činnosti, což se negativně projevilo na výsledném záznamu.

Jedním z důvodů přítomnosti zkreslení je již zmiňovaný pohyb elektrod. Ten byl v případě pásů mnohem menší díky jejich větší těsnosti. Vzorky podprsenek byly na těle příliš volné a nenabízely proto potřebný kontakt textilních elektrod s kůží. Dalším problémem u tohoto typu oděvu s dvěma elektrodami byla funkčnost pouze dvou pásů vodivých vláken z celkových šesti. Tím byla omezena kontaktní plocha a zároveň i přesnost naměřených hodnot. Druhý vzorek měl všechny pásy vodivě propojené, ale jeho velikost nedovolovala těchto vlastností plně využít.

Společným problémem pro všechny testované oděvy byla nedostatečná vodivost elektrod v případě jejich nenavlhčení. Za takovýchto podmínek ani jeden z pásů či podprsenek nesnímal žádné hodnoty. Tento problém byl jednoduše vyřešen po navlhčení kontaktních ploch elektrod či přímo míst na těle, kam byly pokládány. Všechny tyto nedostatky je důležité vyřešit před uvedením testovaných produktů na trh.

Závěr

V této bakalářské práci byly kromě klasických metod měření EKG, srdeční frekvence a okysličení krve shrnuty také principy a vlastnosti měření uvedených životních funkcí pomocí chytrých textilií. V teoretické části byly uvedeny základní poznatky, na které navazují praktická měření. Z jejich výsledků lze následně potvrdit získané informace z odborných článků a studií.

Důležitou částí práce je porovnání popisovaných metod měření EKG a dalších životních funkcí. Z té vyplývá, že v současnosti neexistuje přesnějších měření, než ta prováděná v nemocnicích či dalších lékařských zařízeních. Jedním z důvodů může být například kvalitnější volba materiálů při konstrukci jednotlivých měřicích přístrojů nebo odbornost personálu provádějícího dané vyšetření. Hlavním rozdílem je však potřeba hledat v postupu a okolnostech jednotlivých měření. Zatím co při měření ve zdravotnickém středisku je pacient v klidovém stavu, při monitorování smart textiliemi je uživatel nejčastěji v pohybu. Právě díky této vlastnosti jsou inteligentní textilie velmi žádané. Zároveň se však jedná i o nevýhodu, která ovlivňuje přesnost získaných hodnot.

Při měření EKG mají lékaři navíc k dispozici AgCl gely, které zvyšují vodivost přikládaných elektrod na tělo. Pro uživatele chytrých oděvů tato možnost neexistuje. Na tělo jsou přikládány suché textilní elektrody, které bez navlhčení téměř nefungují, což se projevilo i při praktických měřeních uvedených v poslední kapitole práce. Tento problém lze vyřešit nanesením vody na vodivá vlákna a snížit tak odpor kontaktu mezi elektrodou a kůží. Nejedná se však o řešení, které by odstranilo veškeré problémy. Dalším nedostatkem této metody je, že snímací senzory a elektrody nelze upevnit tak, aby během fyzické aktivity zůstala jejich poloha neměnná. Tím je vnášen do výsledných hodnot šum, který zkresluje informace o reálném stavu životních funkcí. V příloze A jsou uvedeny příklady průběhů EKG, v klidovém stavu, při mírné i větší zátěži, jež byly získány z praktickým měřením pomocí výše uvedených vzorků. Z jednotlivých křivek lze vypořadovat značný vliv prováděného pohybu na výslednou křivku.

Navzdory zmíněným negativům mají smart textilie i svá pozitiva. Možnost neustálého monitorování zdravotního stavu bez nutnosti jakéhokoliv omezení pohybu je nespornou

výhodou této rychle se rozvíjející technologie. V době chytrých telefonů, hodinek a tabletů se naskýtají téměř neomezené možnosti, jak přenést a následně zobrazit inteligentním oděvem získané informace o životních funkcích daného uživatele. Jedním z cílů je vyvinout takový systém, který by mohl na dálku upozornit ošetřujícího lékaře na případné zdravotní potíže, čímž by došlo k rapidnímu zkrácení doby nutné na případnou záchranu života. Přestože v současnosti není vzhledem k přesnosti jednotlivých měření možnost tuto vizi realizovat, usilovně se pracuje na jejím uskutečnění. V horizontu několika let tak lze očekávat masovou produkci produktů, jejichž funkce a vlastnosti vyřeší zdravotní problémy nespočtu lidí.

Seznam literatury a informačních zdrojů

- [1] LANGENHOVE, Edited by L. van. *Smart textiles for medicine and healthcare: materials, systems and applications*. Cambridge, England: Woodhead, 2007. ISBN 978-184-5690-274.
- [2] WILLIAMS, Lippincott a WILKINS. *ECG interpretation: An incredibly easy pocket guide*. Philadelphia: Lippincott Williams, 2006. ISBN 15-825-5432-3.
- [3] KITTNAR, Otomar a kolektiv. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 80-247-3068-5.
- [4] Anatomie. *Kardiologie.cz* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.kardiologie.cz/anatomie>
- [5] Srdeční činnost. *Kardiologie.cz* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.kardiologie.cz/srdecni-cinnost>
- [6] IVÁK, Peter, Josef KROUPA, Patrik MAĎA a Josef FONTANA. *Srdce. Funkce buněk a lidského těla: Multimediální skripta* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [7] Pericarditis. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Pericarditis>
- [8] Hisův svazek. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/His%C5%AFv_s vazek
- [9] Tawarovo raménko. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Tawarovo_ram%C3%A9nko
- [10] Purkyňova vlákna. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Purky%C5%88ova_vl%C3%A1kna
- [11] BĚLOHLÁVEK, Jan, Pavel OSMANČÍK, Regina VOTAVOVÁ a Aleš LINHART. *EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi*. Praha: Maxdorf, 2012, 414 s. ISBN 978-807-3452-872.
- [12] Galvanometr. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Galvanometr>

- [13] DIBNER, Bern. Luigi Galvani: Italian physician and physicist. *Encyclopedia Britannica* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/224653/Luigi-Galvani>
- [14] GANDER,. Alessandro Volta: Google doodle celebrates the Italian physicist who invented the battery. *The Independent* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.independent.co.uk/life-style/gadgets-and-tech/news/alessandro-voltas-270th-birthday-google-honors-italian-physicist-who-invented-the-battery-10052604.html>
- [15] LODGE, Oliver. Alexander Muirhead, F.R.S. *Nature* [online]. 1921-1-20, 106(2673): 668-669 [cit. 2015-05-22]. DOI: 10.1038/106668b0. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <http://www.nature.com/doifinder/10.1038/106668b0>
- [16] Elektrokardiografie. *WikiSkripta: Váš prostor pro tvorbu a ukládání medicínských studijních materiálů* [online]. 2014 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>
- [17] Hypertrophy. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Hypertrophy>
- [18] Atrioventrikulární blokáda. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2013 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Atrioventrikul%C3%A1rn%C3%AD_blok%C3%A1da
- [19] ŠEBLOVÁ, Jana, Jiří KNOR a kolektiv. *Urgentní medicína v klinické praxi lékaře*. 1. vyd. Praha: Grada, 2013, 400 s., xvi s. barev. Obr. příl. ISBN 978-802-4744-346.
- [20] CATALANO, Joseph T. *Guide to ECG analysis*. 2. ed. Philadelphia [u.a.]: Lippincott, 2002. ISBN 07-817-2930-0.
- [21] BALTAZAR, Romulo F. *Basic and bedside electrocardiography*. Philadelphia: Wolters Kluwer / Lippincott Williams, 2009, ix, 454 p. ISBN 07-817-8804-8.
- [22] Pozor na správné umístění hrudních elektrod!. *Kocour.rps.cz: .. všechno, co jste kdy chtěli vědět o přednemocniční péči, ale báli jste se na to zeptat* [online]. 2013 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.kocour.rps.cz/cs/node/97>
- [23] Sternum. *InnerBody* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: http://www.innerbody.com/image_chest1/skel16.html
- [24] Right Ventricular Infarction. *Critical Care Nurse: The journal for high acuity, progressive, and critical care nursing* [online]. 2005 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://ccn.aacnjournals.org/content/25/2/52/F4.expansion>

- [25] Precordium. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Precordium>
- [26] OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/1-2-0-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce/1-2-1-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce.html>
- [27] Albert Hyman. *Science museum* [online]. [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.sciencemuseum.org.uk/broughttolife/people/alberthyman.aspx>
- [28] C. Walton Lillehei. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/C._Walton_Lillehei
- [29] HÁLOVÁ, Zuzana a Alina HOLUŠOVÁ. *Češi použili jako první na světě nový typ kardiostimulátoru* [online]. 2013 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://www.rozhlas.cz/zpravy/clovek/_zprava/cesi-pouzili-jako-prvni-na-svete-novy-ty-p-kardiostimulatoru--1162271
- [30] TUTAREL, Oktay a Mechthild WESTHOFF-BLECK. Åke Senning. *Clinical Cardiology* [online]. 2009, 32(8): E66-E67 [cit. 2015-05-22]. DOI: 10.1002/clc.20538. ISSN 01609289. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/clc.20538>
- [31] Bernard Lown. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Bernard_Lown
- [32] Puls (tep). *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Puls_\(tep\)](http://cs.wikipedia.org/wiki/Puls_(tep))
- [33] ŠTRAUCHOVÁ, Lucie. Zjistěte, jaký je váš srdeční tep. *MojeMedicina.cz: Průvodce světem medicíny* [online]. [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <https://www.mojemedicina.cz/o-zdravi/zivotni-styl/mobilni-aplikace-pro-zdravi/zjistete-jaky-je-vas-srdecni-tep-1/>
- [34] ZIMMERMANN, Ann. Heart Rate Monitors: How They Work. *Livescience* [online]. 2013 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.livescience.com/42220-heart-rate-monitors.html>
- [35] TAJDUŠ, Pavel. Jak vybrat sporttester? *Sporttester.info: Web o měření*

- teповé frekvence při sportu*[online]. 2012 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://sporttester.info/2012/jak-vybrat-sporttester/>
- [36] ŠEDA, Jan. *Měřič tepové frekvence* [online]. Brno, 2010 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=27883. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [37] Transport kyslíku krví. *WikiSkripta: Váš prostor pro tvorbu a ukládání medicínských studijních materiálů* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Transport_kysl%C3%ADku_krv%C3%AD
- [38] Oxygen Saturation Test. *Harvard health publications: Trusted advice for a healthier life* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.health.harvard.edu/diagnostic-tests/oxygen-saturation-test.html>
- [39] TAO, Xiaoming. *Smart fibres, fabrics and clothing: materials, systems and applications*. Cambridge, England: Woodhead Pub., 2001, xvii, 316 p. ISBN 1855735466.
- [40] DALSGAARD, Christian a Rachael STERRETT. White paper on smart textile garments and devices: a market overview of smart textile wearable technologies. [online]. 2014 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: http://advancedtextilesource.com/wp-content/uploads/2014/03/Ohmatex_whitepaper.pdf
- [41] MESTROVIC, Michael A, Richard J. N. HELMER, Louis KYRATZIS a Dinesh KUMAR. Preliminary study of dry knitted fabric electrodes for physiological monitoring. *2007 3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information* [online]. IEEE, 2007, 601-606 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1109/ISSNIP.2007.4496911. ISBN 978-1-4244-1501-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4496911>
- [42] About us. *Ohmatex: Smart textile technology* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: http://www.ohmatex.dk/?page_id=143
- [43] Multifilament. *Oxford dictionaries: Language matters* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.oxforddictionaries.com/definition/english/multifi>
- [44] Návleky pro chirurgické stehy. *Lékařská fakulta v Plzni* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <https://www.lfp.cuni.cz/patofyziologie/materialy/navleky.htm>
- [45] R.STAT. *R.STAT: Technical fibres* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.r-stat.fr/uk/business-history.php>
- [46] Products and solutions : Silver fibre: silveR.STAT® fibres, static and bacterial protection in textiles. *R.STAT: Technical fibres* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02].

- Dostupné z: <http://www.r-stat.fr/uk/silver-fibre.php>
- [47] Products and Solutions : Stainless steel fibre: R.STAT/S fibres, security and heat resistance in textiles. *R.STAT: Technical fibres* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.r-stat.fr/uk/stainless-steel-fibre.php>
- [48] Products and Solutions : Copper fibre: R.STAT/N and R.STAT/P fibres, security and health in textiles. *R.STAT: Technical fibres* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.r-stat.fr/uk/copper-fibre.php>
- [49] Elektrisola: *Enamelled copper wire* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.elektrisola.com/home.html>
- [50] Silver plated copper. *Elektrisola: Enamelled copper wire* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: www.elektrisola.com/conductor-materials/plated-wires/silver-plated-copper.html
- [51] FINLAY, D.D., C.D. NUGENT, M.P. DONNELLY, P.J. MCCULLAGH a N.D. BLACK. Optimal Electrocardiographic Lead Systems: Practical Scenarios in Smart Clothing and Wearable Health Systems. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2008, vol. 12, issue 4, s. 433-441. DOI: 10.1109/titb.2007.896882.
- [52] JAYARAMAN, Sundaresan a Sungmee PARK. GEORGIA TECH RESEARCH CORPORATION, GEORGIA. *Fabric-based sensor for monitoring vital signs* [patent]. US 6970731 B1. Uděleno 29. listopad 2005.
- [53] TACCARDI, BRUNO, BONNIE B. PUNSKE, ROBERT L. LUX, ROBERT S. MACLEOD, PHILIP R. ERSHLER, THEODORE J. DUSTMAN a YONILD VYHMEISTER. Useful Lessons from Body Surface Mapping. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*. 1998, vol. 9, issue 7, s. 773-786. DOI: 10.1111/j.1540-8167.1998.tb00965.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1540-8167.1998.tb00965.x>
- [54] BARR, Roger C., Madison S. SPACH a G. Scott HERMAN-GIDDENS. Selection of the Number and Positions of Measuring Locations for Electrocardiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1971, BME-18, issue 2, s. 125-138. DOI: 10.1109/TBME.1971.4502813. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4502813>
- [55] LUX, Robert L., Creig R. SMITH, Roland F. WYATT a J. A. ABILDSKOV. Limited Lead Selection for Estimation of Body Surface Potential Maps in Electrocardiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1978, BME-

- 25, issue 3, s. 270-276. DOI: 10.1109/TBME.1978.326332. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4122825>
- [56] FINLAY, D.D., C.D. NUGENT, M.P. DONNELLY, R.L. LUX, P.J. MCCULLAGH a N.D. BLACK. Selection of optimal recording sites for limited lead body surface potential mapping: A sequential selection based approach. *BMC Medical Informatics and Decision Making*. vol. 6, issue 1, s. 9-. DOI: 10.1186/1472-6947-6-9. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1472-6947/6/9>
- [57] MORRISON, Tim, Jason SILVER a Brian OTIS. A single-chip encrypted wireless 12-lead ECG smart shirt for continuous health monitoring. *2014 Symposium on VLSI Circuits Digest of Technical Papers* [online]. IEEE, 2014, : 1-2 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1109/VLSIC.2014.6858433. ISBN 978-1-4799-3328-0.
- [58] GEALOW, Jeffrey. Medical Technology Highlights of 2014 Symposia on VLSI Technology & Circuits. *Medical design technology* [online]. 2014 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.mdtmag.com/blogs/2014/06/medical-technology-highlights-2014-symposia-vlsi-technology-circuits>
- [59] CHAPMAN, Roger. *Smart textiles for protection*. xxii 391 pages. Woodhead publishing in textiles, no. 133. ISBN 978-0-85709-056-0.
- [60] ROMAGNOLI, Marco, Rafael ALIS, Javier GUILLEN, Javier BASTERRA, J. P. VILLACASTIN a Sergio GUILLEN. A novel device based on smart textile to control heart's activity during exercise. *Australasian Physical* [online]. 2014, **37**(2): 377-384 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1007/s13246-014-0271-z. ISSN 0158-9938. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s13246-014-0271-z>
- [61] *Mosby's medical dictionary*. 8th ed. St. Louis, MO: Mosby, 2009, xiv, A1-A43, 1998 p. ISBN 978-032-3052-900.
- [62] Definition of Autonomic nervous system. *MedicineNet.com: We bring doctor's knowledge to you* [online]. 2012 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.medicinenet.com/script/main/art.asp?articlekey=2403>
- [63] ZYSSET, Christoph. *Integrating Electronics on Flexible Plastic Strips into Woven Textiles* [online]. Zürich, 2013 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://e-collection.library.ethz.ch/eserv/eth:6733/eth-6733-02.pdf>. Dissertation. ETH Zürich.
- [64] DE JONCKHEERE, J., M. JEANNE, A. GRILLET, S. WEBER, P. CHAUD, R. LOGIER a JL. WEBER. OFSETH: Optical Fibre Embedded into technical Textile for Healthcare, an efficient way to monitor patient under magnetic resonance imaging. *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in*

- Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2007, : 3950-3953 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353198. ISBN 978-1-4244-0787-3. ISSN 1557-170x. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4353198>
- [65] SVANBERG, Sune. *Atomic and molecular spectroscopy: Basic aspects and practical applications*. 4th rev. ed. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2004. ISBN 36-421-8520-7.
- [66] DREW, B. J. Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings: An American Heart Association Scientific Statement From the Councils on Cardiovascular Nursing, Clinical Cardiology, and Cardiovascular Disease in the Young. *Circulation* [online]. 2004, 110(17): 2721-2746 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1161/01.CIR.0000145144.56673.59. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.0000145144.56673.59>
- [67] Transient ischemic attack (TIA). *Mayo clinic* [online]. 2015 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/transient-ischemic-attack/basics/definition/con-20021291>
- [68] OTTENBACHER, J., S. ROMER, C. KUNZE, U. GROSMANN a W. STORK. Integration of a Bluetooth Based ECG System into Clothing. *Eighth International Symposium on Wearable Computers* [online]. IEEE, 2004, : 186-187 [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1109/ISWC.2004.26. ISBN 0-7695-2186-x. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1364715>
- [69] KUNKEL, Kelsey. *Smart textiles* [online]. Rhode Island, 2012 [cit. 2015-06-03]. Dostupné z: http://www.ele.uri.edu/courses/bme281/F12/KelseyK_1.pdf. BME 281 First Presentation,. University of Rhode Island.
- [70] Seznam zboží. *POLYMEDshop.eu: Profesionální vybavení Vaší ordinace!* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.polymedshop.cz/k148-ekg-zapisovace-ekg-pristroje>
- [71] NuMetrex Adidas miCoach Men's Training Shirt, Short Sleeve. *Running shoes guru* [online]. 2014 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.runningshoesguru.com/2014/11/numetrex-adidas-micoach-mens-training-shirt-short-sleeve/>
- [72] Products. *OMsignal* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.omsignal.com/collections>
- [73] CANGELOSO, Sal. Exmobaby sensor suit monitors your baby, predicts behavior

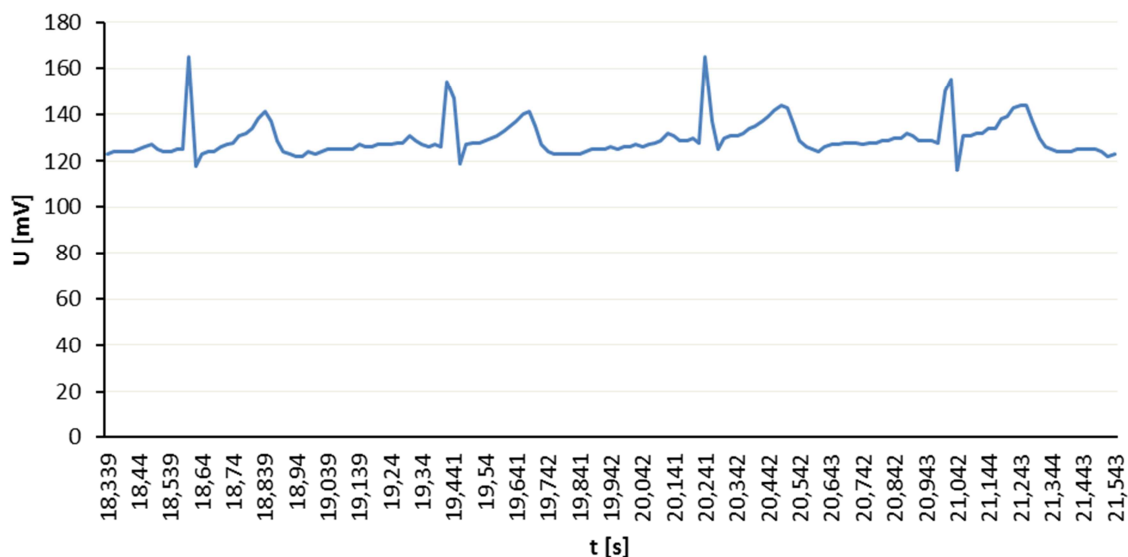
- and emotions. *Geek* [online]. 2012 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.geek.com/news/exmobaby-sensor-suit-monitors-your-baby-predicts-behavior-and-emotions-1473161/>
- [74] IMHOLZ, Ben. P. M., Wouter WIELING, Gert A. VAN MONTFRANS a Karel H. WESSELING. Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology. *Cardiovasc Res.* [online]. 1998, (38) [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://cardiovascres.oxfordjournals.org/content/cardiovascres/38/3/605.full.pdf>
- [75] RETTNER, Rachael. How Well Do Fitness Trackers Monitor Heart Rate? *Livescience* [online]. 2014 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.livescience.com/44170-fitness-tracker-heart-rate-monitors.html>
- [76] Vyhledávání "sporttestery" ve všech kategoriích. *CZC: Rozumíme vám i elektronice* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.czc.cz/search?q-fulltext=sporttestery>
- [77] WAGNER, Tom. The Advantages of Pulse Oximetry. *EHow* [online]. [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://www.ehow.com/list_5765604_advantages-pulse-oximetry.html
- [78] O'CONNELL, Amy. Disadvantages of Pulse Oximetry. *Livestrong* [online]. 2010 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.livestrong.com/article/244285-disadvantages-of-pulse-oximetry/>
- [79] KREHEL, Marek, Martin WOLF, Luciano F. BOESEL, René M. ROSSI, Gian-Luca BONA a Lukas J. SCHERER. Development of a luminous textile for reflective pulse oximetry measurements. *Biomedical Optics Express* [online]. 2014, 5(8) [cit. 2015-06-02]. DOI: 10.1364/BOE.5.002537. ISSN 2156-7085. Dostupné z: <http://www.opticsinfobase.org/abstract.cfm?URI=boe-5-8-2537>
- [80] Pediatriká verze. *Oxymetr: Saturace pod kontrolou* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.oxymetr.cz/produkty/pediatricka-verze.htm>
- [81] Měření dospělých. *Oxymetr: Saturace pod kontrolou* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.oxymetr.cz/produkty/mereni-dospelych.htm>
- [82] Pulzní oxymetry stolní. *Oxymetr: Saturace pod kontrolou* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.oxymetr.cz/produkty/pulzni-oxymetry-stolni.htm>
- [83] Wearable Technology. *NuMetrex* [online]. [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.numetrex.com/wearable-technology/>
- [84] Adidas miCoach Men's Training Shirt, Short Sleeve. *NuMetrex* [online]. [cit. 2015-

- 06-02]. Dostupné z: <http://shop.numetrex.com/product/adidas-micoach-mens-training-shirt-short-sleeve/>
- [85] SALTMARSH, Jason. Numetrex and Adidas miCoach: Wearable Tech for Runners. *Saltmarsh running: Join the pack* [online]. 2014 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://saltmarshrunning.com/2014/08/28/numetrex-and-adidas-micoach-wearable-tech-for-runners/>
- [86] BioMetric Training Athletic Compression Shirts By OMSignal. *The undershirt guy: Ask me anything!* [online]. 2014 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.undershirtguy.com/biometric-training-athletic-compression-shirts-by-omsignal/>
- [87] OMSignal [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.omsignal.com/>
- [88] TOFEL, Kevin C.: This shirt just started tracking my heart and breathing rate. *Gigaom* [online]. 2014 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <https://gigaom.com/2014/11/24/omsignal-biometric-shirt-review/>
- [89] Exmobaby. *Exmovere* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: http://exmovere.cn/?page=product_exmobaby
- [90] MCLEAN, Va. With an Eye to New Moms, Exmovere Unveils Biosensor Pajamas for Babies. *Nasdaq: Globe newswire* [online]. 2010 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://globenewswire.com/news-release/2010/08/27/428464/200247/en/With-an-Eye-to-New-Moms-Exmovere-Unveils-Biosensor-Pajamas-for-Babies.html>
- [91] About SUID and SIDS. *Centers for Disease Control and Prevention: CDC 24/7: Saving Lives, Protecting People* [online]. [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.cdc.gov/sids/aboutsuidandsids.htm>
- [92] DAVIES, Stephen. 13 Smartclothes Brands Taking Health & Fitness To The Next Level. *Bionicly* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://bionicly.com/13-smartclothes-taking-health-fitness-to-the-next-level/>
- [93] Hexoskin Full Kit - Men's. *Hexoskin: Wearable body metrics* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.hexoskin.com/collections/all/products/hexoskin-performance-optimization-men>
- [94] Health Research. *Hexoskin: Wearable body metrics* [online]. 2015 [cit. 2015-06-02]. Dostupné z: <http://www.hexoskin.com/pages/health-research>

Přílohy

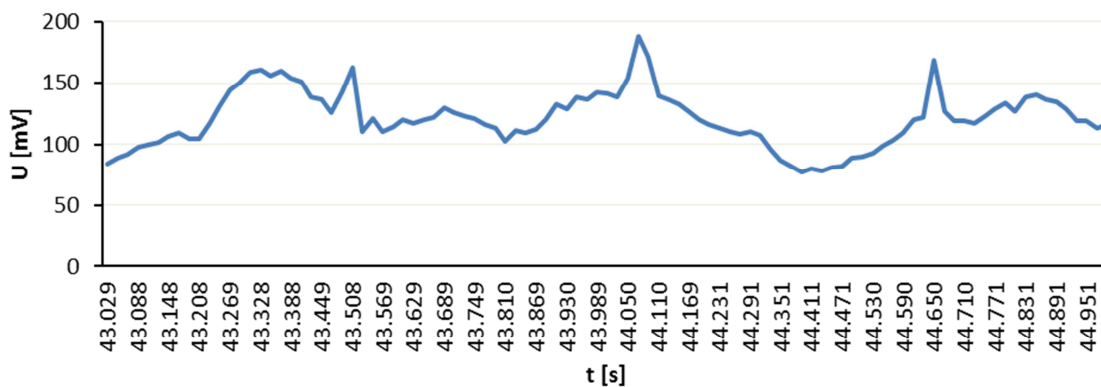
Příloha A – Průběhy EKG získaných z praktických měření

Průběh EKG v klidovém stavu

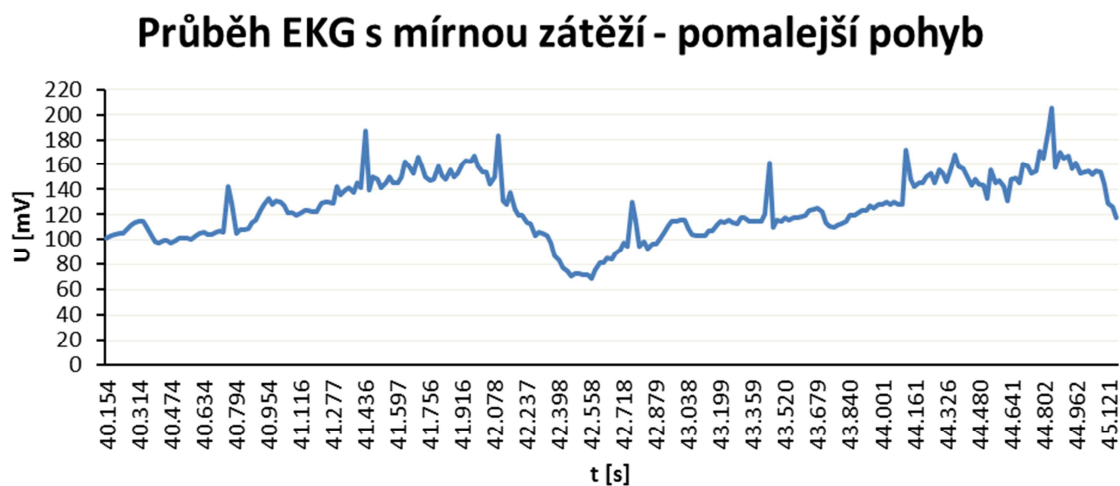


Obr. 6.1: Průběh EKG při měření v klidovém stavu pomocí pásu se čtyřmi zádovými elektrodami

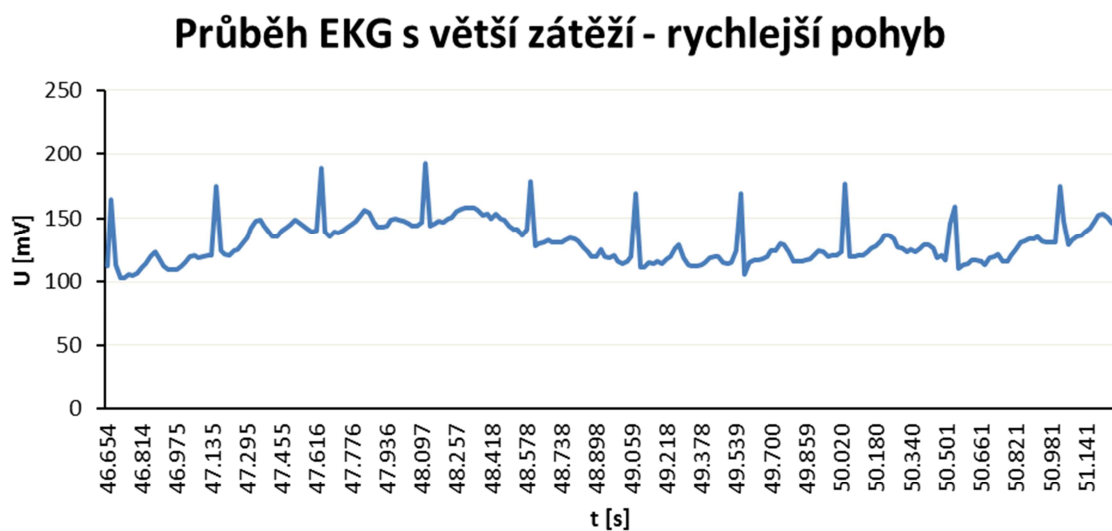
Průběh EKG s mírnou zátěží - rychlejší pohyb



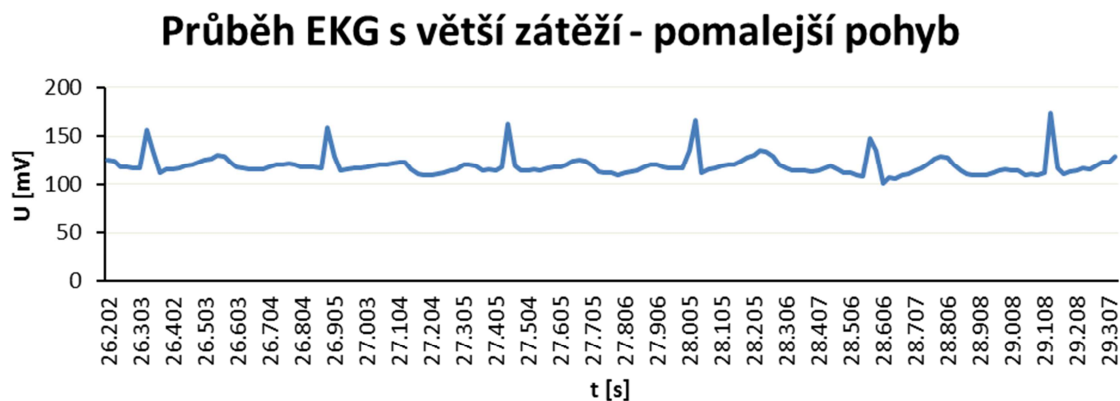
Obr. 6.1: EKG při 1. měření s mírnou zátěží pomocí pásu se čtyřmi zádovými elektrodami



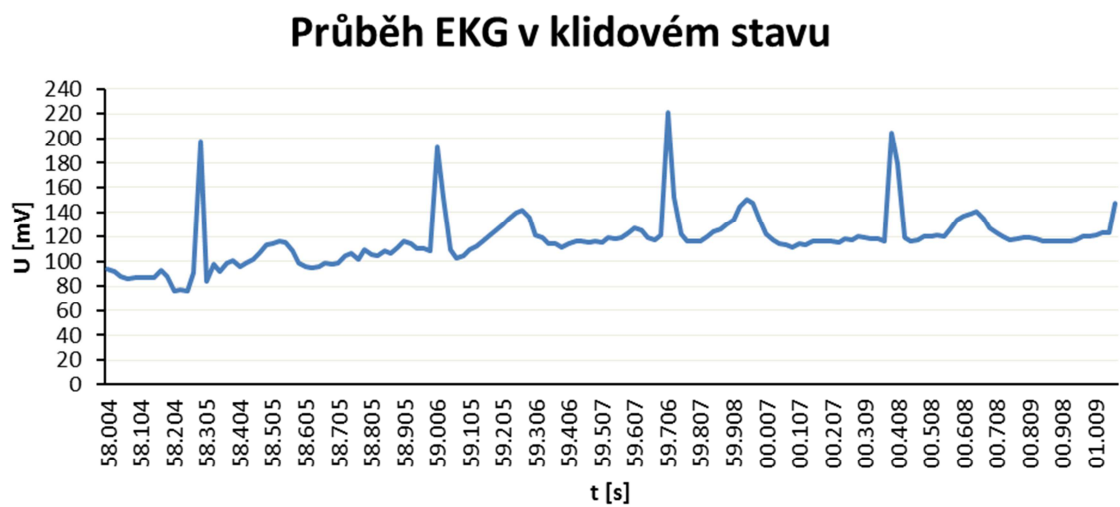
Obr. 6.3: Průběh EKG při 2. měření s mírnou zátěží pomocí pásu se čtyřmi zádovými elektrodami



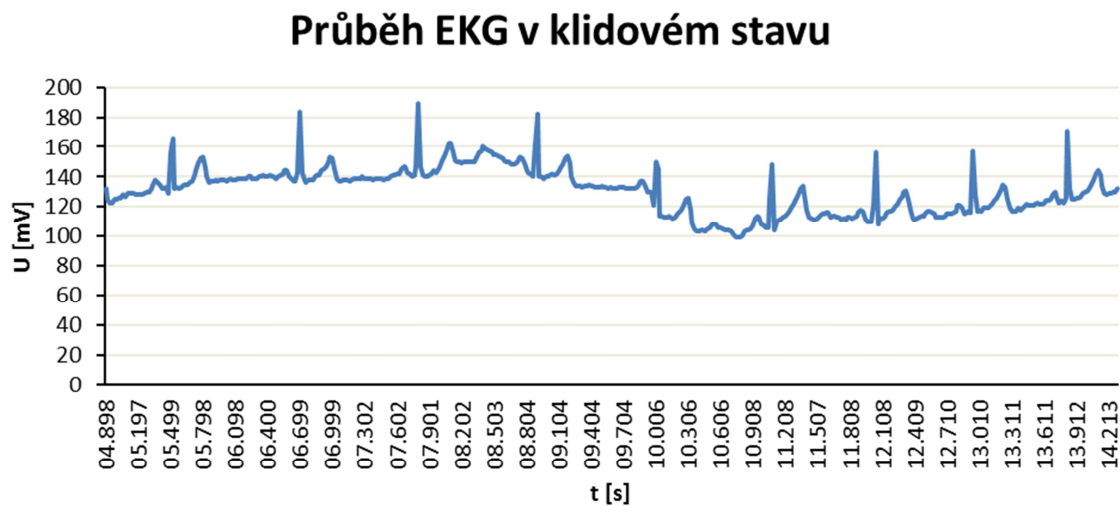
Obr. 6.4: Průběh EKG při 1. měření s větší zátěží pomocí pásu se čtyřmi zádovými elektrodami



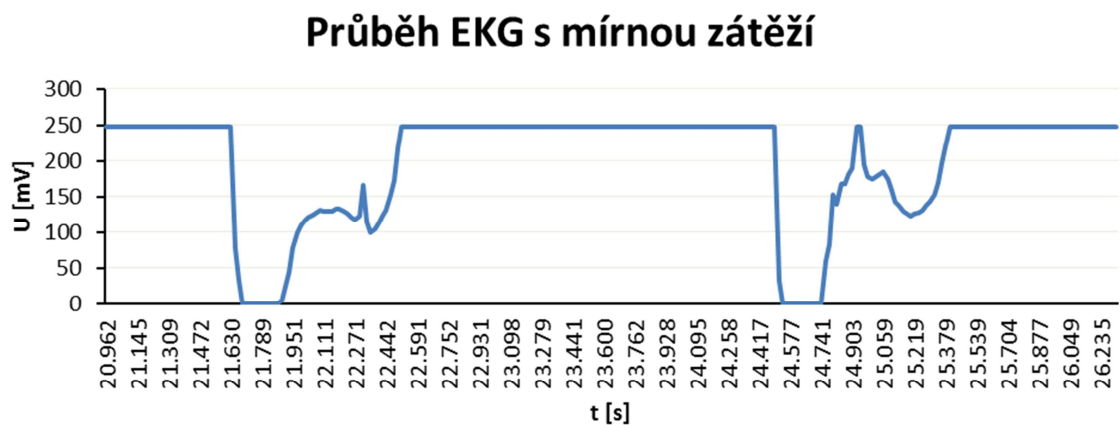
Obr. 6.5: Průběh EKG při 2. měření s větší zátěží pomocí pásu se čtyřmi zádovními elektrodami



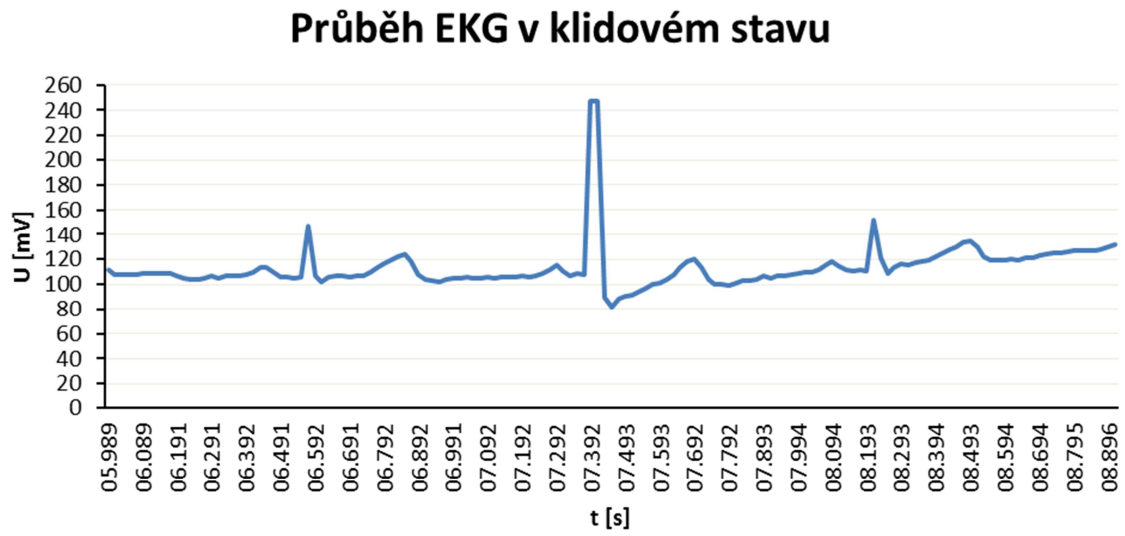
Obr. 6.6: Průběh EKG při měření v klidovém stavu pomocí pásu s pěti hrudními elektrodami



Obr. 6.7: Průběh EKG při měření v klidovém stavu pomocí podprsenky se dvěma elektrodami



Obr. 6.8: Zkreslený průběh EKG při měření s mírnou zátěží pomocí podprsenky s dvěma elektrodami



Obr. 6.9: Průběh EKG při měření v klidovém stavu pomocí podprsenky se čtyřmi elektrodami