

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MĚŘENÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Technologie a využití smart textilií pro monitorování
životních funkcí**

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta elektrotechnická
Akademický rok: 2016/2017

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

Jméno a příjmení: **Kateřina MOUČKOVÁ**
Osobní číslo: **E14B0254P**
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**
Název tématu: **Technologie a využití smart textilií 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. Seznamte se s technologiemi smart textilií.
2. Nastudujte princip dlouhodobého měření EKG.
3. Zmapujte trh dostupných systémů pro dlouhodobé monitorování životních funkcí.
4. Porovnejte jednotlivé technologie a systémy.

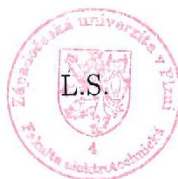
Rozsah grafických prací: podle doporučení vedoucího
Rozsah kvalifikační práce: 30 - 40 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická
Seznam odborné literatury:

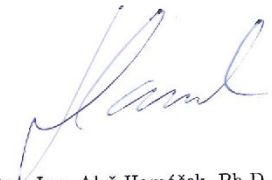
Student si vhodnou literaturu vyhledá v dostupných pramenech podle doporučení vedoucího práce.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Tomáš Bystřický**
Regionální inovační centrum elektrotechniky

Datum zadání bakalářské práce: **14. října 2016**
Termín odevzdání bakalářské práce: **8. června 2017**


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




Doc. Ing. Aleš Hamáček, Ph.D.
vedoucí katedry

V Plzni dne 14. října 2016

Abstrakt

Tato bakalářská práce je zaměřena na technologii a využití smart textilií pro monitorování životních funkcí. Podrobněji je zde popsána problematika smart textilií, jejich klasifikace, použité materiály a technologie výroby. Následně se práce zabývá popisem srdeční soustavy, principem dlouhodobého měření EKG a aktivními součástmi smart textilií, které monitorují životní funkce. Poslední část této práce je věnována dostupným produktům a porovnání jejich technologií.

Klíčová slova

Smart textilie, vodivé příze, textilní senzory, textilní elektrody, technologie smart textilií, EKG, tepová frekvence

Abstract

This bachelor thesis is focused on the technology and the use of smart textiles for vital signs monitoring. In more detail there is described smart textiles, their classification, used materials and technology of production. Subsequently, the thesis deals with the description of the cardiac system, the principle of long-term ECG measurement and active components of smart textiles that monitor vital signs. The final part of this work is devoted to the available products and the comparison of their technologies.

Key words

Smart textile, conductive yarn, textile sensors, textile electrodes, ECG, pulse rate, smart textile technology

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 7.6.2017

Kateřina Moučková

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Tomáši Bystřickému za cenné profesionální rady, připomínky, trpělivost a metodické vedení práce. Dále bych ráda poděkovala MDDr. Antonii Vuković za poskytnutí materiálů k problematice EKG. V neposlední řadě děkuji své rodině za podporu během mého studia.

Obsah

ÚVOD	12
1 SMART TEXTILIE.....	13
1.1 KLASIFIKACE SMART TEXTILIÍ.....	13
1.1.1 Pasivní smart textilie	13
1.1.2 Aktivní smart textilie.....	13
1.1.3 Ultra smart textilie	14
1.2 HISTORIE SMART TEXTILIÍ.....	14
2 PRINCIP MĚŘENÍ EKG	17
2.1 SRDCE	17
2.2 SRDEČNÍ PŘEVODNÍ SOUSTAVA	17
2.3 EKG.....	18
2.3.1 Základy biologických signálů.....	18
2.4 PŘEHLED SVODŮ UŽÍVANÝCH V EKG.....	19
2.4.1 Bipolární svody.....	19
2.4.2 Unipolární svody	20
2.4.3 Hrudní svody	21
2.4.4 Popis EKG křivky	21
2.4.5 Struktura a impedance lidské kůže	22
2.5 MĚŘENÍ EKG	23
3 MATERIÁLY.....	24
3.1 KOVOVÁ VLÁKNA	24
3.2 VODIVÉ PASTY	25
3.3 INHERENTNĚ VODIVÉ POLYMERY	25
3.4 OPTICKÁ VLÁKNA	25
3.5 VRSTVA S NANO-ČÁSTICEMI	26
3.6 MATERIÁLY S TVAROVOU PAMĚTÍ.....	26
3.7 CHROMOVÉ MATERIÁLY	26
3.8 MATERIÁLY S FÁZOVOU ZMĚNOU	27
4 TECHNOLOGIE SMART TEXTILIÍ	28
4.1 TECHNOLOGIE SÍTOTISKU	28
4.2 ROZPRAŠOVÁNÍ.....	29
4.3 TEXTILNÍ VODIVÉ SPOJENÍ.....	30
4.3.1 Kovem obalená příze	30
4.3.2 Příze s kovovým jádrem:.....	31
4.3.3 Kovové příze	32
4.4 TECHNOLOGIE VÝROBY ELEKTRICKY AKTIVNÍCH TEXTILIÍ:.....	33
4.4.1 Vyšívání	33
4.4.2 Tkaní.....	34
4.4.3 Pletení.....	35

5	TEXTILNÍ APLIKACE	36
5.1	SENZORY	36
5.1.1	Kapacitní senzory	37
5.1.2	Indukční senzory	38
5.1.3	Piezoelektrické senzory	39
5.1.4	Piezorezistivní senzory	40
5.1.5	Optické senzory	40
5.2	ELEKTRODY	41
5.2.1	Nepolarizovatelné elektrody	41
5.2.2	Polarizovatelné	42
5.3	NOSITELNÁ ANTÉNA	43
6	DOSTUPNÉ PRODUKTY	44
6.1	ZAŘÍZENÍ MĚŘICÍ EKG	44
6.1.1	Konvenční zařízení pro dlouhodobé měření EKG	44
6.1.2	Smart textilní produkty pro dlouhodobé měření EKG	45
6.1.3	Porovnání systému pro měření EKG	47
6.2	PULSMETRY	48
6.2.1	Konvenční pulsmetry	48
6.2.2	Smart textilní pulsmetry	48
6.2.3	Porovnání pulsmetrů	50
6.3	PULZNÍ OXYMETRY	51
6.3.1	Konvenční pulzní oxymetry	51
6.3.2	Smart textilní pulzní oxymetry	51
6.3.3	Porovnání pulzních oxymetrů	52
6.4	DALŠÍ SMART TEXTILNÍ PRODUKTY	52
6.4.1	Sensoria Fitness smart ponožky	53
6.4.2	ProGlove	53
6.4.3	Spinali design smart plavky	54
6.4.4	Athos	54
6.4.5	Edema Stocking	55
6.4.6	Gerbing vyhřívané oblečení	55
	ZÁVĚR	56
	SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ	58

Seznam symbolů a zkratk

3D	Trojdimenzionální
Ag	Stříbro
AgCl	Chlorid stříbrný
AgCu.....	Slitina stříbra a mědi
Ag/Cu	Postříbřená měď
AgNW.....	Stříbrná nanovlákna
AgNy	Nylon potažený stříbrem
Ar	Argon
ATP.....	Adenosintrifosfát
Au	Zlato
aV	Atrioventikulární
B	Magnetická indukce [T]
CAD.....	Computer-Aided Design
Cu	Měď
EAP.....	Elektricky aktivní polymery
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyografie
ETH	Spolková vysoká škola v Curychu
EVA.....	Extra-Vehicular Activity
f	Frekvence [Hz]
GPS.....	Globální polohový systém
GTWM	Georgia Tech Wearable Motherboard
H	Intenzita magnetického pole [A/m]
HS	Hisův svazek
I	Elektrický proud [A]
ICD	Průmyslové oděvní oddělení
ICP.....	Inherentně vodivé polymery
IVA.....	Intra-Vehicular Activity
$L, \Delta L$	Délky vlákna [m]
LED	Light-Emitting Diode
MIT.....	Massachusettský technologický institut

MP3	Motion Picture experts group - layer 3
Ms	Mosaz
Ms/Ag	Postříbřená mosaz
V1-6	Označení hrudních svodů
PANI	Polyanilinová vlákna
PET	Polyesterová monofilní příze
PF	Přední fascikul
pH	Vodíkový exponent (potenciál vodíku)
PMC	Materiál s fázovou změnou
PR	Tawarova raménka
PVC	Polyvinylchlorid
RF	Radiofrekvenční
SAS	Sinoatriální uzel
SD	Secure Digital
USB	Universal Serial Bus
UV	Ultrafialové záření
ZF	Zadní fascikul
γ	Vodivost [S/m]
μ	Permeabilita [H/m]

Úvod

Předložená bakalářská práce se zabývá smart textiliemi, což je nově vznikající odvětví. V literaturách je známé pod různými, často zaměňovanými pojmy, jako jsou „inteligentní“, „smart“ či „aktivní“ textilie a materiály [1]. Obecně platí, že inteligentní textilie jsou označovány jako *textilní výrobky s přidanou hodnotou*. Díky svým vlastnostem poskytují zajímavé řešení pro širokou škálu oblastí. Jako příklad uvedme zdravotnictví, ochranné či sportovní oděvy a technický textil pro automobilový průmysl [2]. Propojení textilu a elektroniky je důležité pro vývoj inteligentních materiálů, které jsou schopny dosáhnout širokého spektra funkcí, jenž se v dnešní době nachází v tuhých a neohebných elektronických výrobcích [3].

Velmi zásadní oblastí smart textilií jsou *snímací textilie*. Snímací textilie byly a jsou předmětem rozsáhlých výzkumů zejména v oblastech biomedicíny a v sektoru bezpečnostních složek. Všechna elektronická zařízení vyžadují energii, což je významná konstrukční výzva pro inteligentní textilie. Aktivní funkce smart textilií by mohly v budoucnu zahrnovat právě výrobu a skladování elektrické energie. Výroba elektrické energie může být realizována prostřednictvím piezoelektrických článků, které získávají energii z pohybu nebo z fotovoltaických prvků [3].

Práce je rozdělena do šesti kapitol. První kapitola pojednává o klasifikaci smart textilií, dále se zaměřuje na jejich historii a vývoj. Ve druhé kapitole je popsán princip měření EKG od základů srdeční převodní soustavy až po popis EKG křivky. Třetí kapitola nás seznamuje s materiály používanými při realizaci smart textilních systémů. Čtvrtá část je věnována technologii výroby smart textilií. Je zde popsán sítotisk způsob výroby vláken či vodivých přízí a jejich následné zpracování. Textilní aplikace, jako senzory, elektrody a nositelné antény, jsou nedílnou součástí smart textilních systému, a tak jim je v této práci věnována pátá kapitola. V šesté kapitole jsou popsány jak tradiční, tak nové smart textilní produkty využívající se pro monitorování životních funkcí, které jsou volně dostupné na trhu. Následně jsou jejich technologie porovnány. V závěru této práce jsou vyhodnoceny všechny získané poznatky.

1 Smart textilie

Termín „Smart Textiles“ odkazuje na rozsáhlou oblast studií a produktů, které rozšiřují funkčnost a užitečnost běžných tkanin. Tyto textilie obsahují textilní produkty, jako jsou vlákna, nitě či příze¹, které dohromady vytváří tkanou, netkanou či pletenou strukturu, která může komunikovat s okolním prostředím či uživatelem [3].

1.1 Klasifikace smart textilií

Inteligentní textilní systém byl definován, jako textilie obsahující akční členy, případně i čidla a jednotky ke zpracování dat. Textilní systémy se rozdělují na systémy používající energii (např. baterie) nebo se používají pro externí komunikaci (např. anténa) [4]. Někteří vědci dále rozdělují smart textilie tří podskupin: pasivní, aktivní a ultra smart textilie.

1.1.1 Pasivní smart textilie

Pasivní textilie jsou smart textilie první generace, které poskytují doplňkové funkce v pasivním režimu, tedy bez ohledu na změny v prostředí. Například vysoce izolační vrstva zůstane izolační ve stejné míře bez ohledu na změny venkovní teploty. Mají širokou škálu funkcí, jako například: anti-mikrobiální, proti zápachu, balistická ochrana² [5]. V mnoha případech se ale v literatuře setkáme s rozporem, zda by pasivní smart textilie měli být zařazeny mezi inteligentní textilie, protože nejsou schopny reagovat, ale pouze snímat okolní prostředí nebo podněty [1].

1.1.2 Aktivní smart textilie

Druhá generace jsou textilie obsahující akční členy a senzory [5]. Tyto aktivní smart textilie vnímají a reagují na okolní podmínky a podněty [1], neboli automaticky přizpůsobují svou funkčnost změnám prostředí. Aktivní inteligentní textilie jsou voděodolné, paropropustné (hydrofilní/neporézní), mohou akumulovat či regulovat teplotu, pohlcují páru a jsou elektricky vyhřívané [5].

¹Délková textilie z jednoho nebo více vláken.

² Ve smyslu ochrany proti střelným zbraním – neprůstřelnost.

1.1.3 Ultra smart textilie

Třetí generací smart textilií jsou velmi inteligentní textilie, které dokážou samostatně vnímat, reagovat na okolní podmínky nebo podněty a mají schopnost se adaptovat. Ultra smart textilie se v podstatě skládají z celku fungujícího jako mozek, který má rozpoznávací schopnost, dokáže uvažovat a aktivovat „mozkovou kapacitu“. Výroba těchto textilií spojuje tradiční textilní a oděvní technologie s dalšími vědními obory jako jsou materiálové vědy, technologie senzorů, technologie akčních členů a zpracování, komunikace umělé inteligence, biologie a podobně [5].

1.2 Historie Smart textilií

Před rokem 2000 se začal klást důraz na vývoj nositelných senzorů, výpočetní techniku a jejich použití. Výzkumní pracovníci se zaměřili na aplikování přenosných moderních elektronických technologií. Tyto produkty byly ze začátku pouze přenosné, nikoli nositelné. V následujících odstavcích je nastíněna historie a vývoj inteligentních textilií [6].

- ***Rok 1600***

První vodivá vlákna se objevují již v alžbětinské době, kdy byly zlaté nitě vetkané do oděvů pro zářící efekt. Nyní často používáme stříbrná nebo niklová vlákna k zajištění vodivosti, ale koncept kovových nití existoval již po staletí jako ozdobné prvky oděvů [7].

- ***Rok 1960***

V těchto letech probíhala „plastová průmyslová revoluce“, během které bylo vynalezeno mnoho nových materiálů. Francouzská společnost Rhovyl vyvinula novou vysoce izolační textilií na bázi PVC, která byla použita v populárním thermolactylním oblečení značky Damart [8].

- **Rok 1968**

Svět začal klást důraz na výzkum kosmu, a to vedlo k dalšímu vývoji inteligentních textilií. Rok 1968 byl významným pro pokrok vesmírných oděvů – skafandrů. Skafandry byly obohaceny o různé schopnosti, například vyrovnávání tlaku pomocí nafukování či vyfukování, při změně teploty mají schopnost se zahřívat nebo ochlazovat [8].

Skafandry se rozdělují na dvě kategorie. Skafandry IVA (Intra-Vehicular Activity) se používají pouze při startech a přistání, proto je důležité, aby poskytovaly stabilní tlak. Jelikož jsou určeny pro práce, při kterých je pohyb omezen, není kladen důraz na mobilní komfort. Také nejsou určeny k vyrovnávání rozdílné teploty [9]. Druhou kategorií jsou skafandry EVA (Extra-Vehicular Activity), které se využívají pro výstup do volného vesmírného prostoru [10]. Tento typ skafandru udržuje stabilní vnitřní tlak, umožňuje pohyb a díky systému podpory základních životních podmínek dodává potřebný kyslík. Teplotu reguluje pomocí intenzivní izolace a chladicího kapalného oděvu, který je v kontaktu s kůží astronauta [11].

- **Rok 1990**

Studenti Massachusettského technologického institutu (MIT) zahájili vývoj inteligentního oblečení pro vojenské použití [7]. Tento tým také prozkoumal integraci digitální elektroniky s vodivými látkami a vyvinul metodu pro vyšívání elektronických obvodů [5].

- **Rok 1997**

V tomto roce byla vyvinuta kybernetická bunda na Bristolské univerzitě na katedře informatiky. První prototyp byl vyroben v létě tohoto roku. Má nositelný mobilní počítačový systém, softwarovou architekturu pro mobilní výpočty a interakci s okolím. Kybernetická bunda je naprogramovaná v jazyce C a běží na linuxovém jádře. V bundě jsou integrovaná polohovací čidla GPS [6].

- **Rok 1998**

Georgia Tech Wearable Motherboard (GTWM) byl vynález roku 1998 [6]. Jedná se o *smart košili*, ve které jsou integrována optická vlákna, která detekují střelná zranění [12]. Senzory, které jsou zapojené do této „základní desky“, využívají speciálně vyvinuté propojovací technologie [6]. Datová sběrnice integrovaná do smart košile, přenáší data do monitorovacích zařízení, jako jsou: elektrokardiograf nebo záznamník teploty a hlasu [12].



Obr.1.1 Georgia Tech Wearable Motherboard (převzato z [12]).

Tohoto roku také Sabine Seymour zakládá Moondial, což je společnost zaměřující se na inteligentní oblečení, koncepty a kreativní směr pro on-line nebo síťové prostředí, strategie pro integraci bezdrátových technologií v oblečení či vybavení a go-to-market strategie pro nositelné produkty [7].

- **Rok 1999**

Společnosti Levis a Philips začaly spolupracovat na projektu ICD + jacket. ICD bunda byla navržena ve čtyřech stylech a všechny měly odnímatelný kabelový svazek, který spojoval celou řadu elektronických zařízení. Bunda měla strategicky vymyšlené kapsy pro mobilní telefon Philips Xenium, MP3 přehrávač a sluchátka. Centrální řídicí modul byl připojen ke všem zařízením, aby mohl samostatně řídit jejich funkce a přepínat mezi nimi. Sluchátka byla zabudovaná v kapuce bundy, kde byla ukryta do okamžiku, než je nositel použil. Tento produkt byl průlomový v tom, že se jednalo o první komerční produkt, kde byl oděv navržen tak, aby v něm byla spotřební elektronika plně integrovaná a diskrétní [13].

2 Princip měření EKG

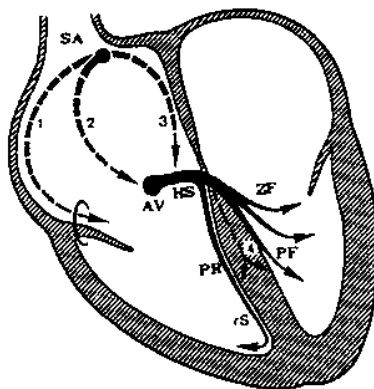
Abychom mohli pochopit principy EKG, je nezbytně nutné znát základy anatomie, fyziologie srdce a srdeční převodní soustavy.

2.1 Srdce

Srdce je dutý orgán ležící v hrudníku. Tento orgán je tvořený srdeční svalovinou. Jeho povinností je pumpovat krev do celého těla. Srdce je rozděleno na čtyři části – pravou síň, pravou komoru, levou síň a levou komoru [14]. V síních se krev hromadí, na rozdíl od komor, kde je krev vypuzena ze srdce. Krevní oběh se z těla vrací systematicky do pravé síně, následně do pravé komory a krev přečerpává do plic. Krev obohacená o kyslík neboli krev okysličená, se vrací z plic do levé síně a poté je levou komorou vypuzena do těla [15].

2.2 Srdeční převodní soustava

V srdci, stejně jako v celém těle, vzniká vzruch neboli elektrický impuls na membránách nervových a svalových buněk, v našem případě buněk srdečních. Vzruch je vyvolán obrovskou ztrátou napětí na buněčné membráně, čemuž odborně říkáme depolarizace, a dále se šíří na ostatní buňky. To vše vede ke svalovým stahům, což umožňuje pohyb každé části našeho těla [16].



Obr. 2.1 Schématické znázornění srdeční převodní soustavy (převzato z [16]).

Jak lze vidět na obrázku 2.1, převodní srdeční soustava je tvořena: sinoatriálním uzlem (SA), atrioventrikulárním uzlem (AV), internodálními síňovými spoji, Hisovým svazkem (HS), pravým a levým Tawarovým raménkem (PR), Purkyňovými vlákny, předním

a zadním fascikulem (PF a ZF), dále Thorelovi (1), Wenckebachovi (2) a Jamesovi (3) svazky a Mahaimovi vlákny (4) [16].

Prvotním místem vzniku vzruchu ve fyziologickém případě, je sinoatriální uzel, kterému říkáme srdeční pacemaker. Pacemaker určuje srdeční rytmus [16]. Jak je šipkami označeno na obrázku, akční potenciál se dále šíří k atrioventrikulárnímu uzlu, který je umístěn pod endokardem na spodině pravé síně a dále přes Hisův svazek, který postupuje na mezikomorové septum a jeho obě Tawarova raménka, která aktivují stah srdečních komor až k Purkyňovým vláknům, která přenesou vzruch na myokard komor (srdeční sval) [17].

2.3 EKG

Elektrokardiogram (EKG) je nejrozšířenějším diagnostickým přístrojem ve zdravotnictví. Poskytuje informace o srdečním rytmu, ischemických změnách a další informace o včasné diagnostice a rychlé léčbě akutního infarktu myokardu [18].

Elektrokardiografie se skládá ze tří částí: zařízení pro zaznamenávání nepatrných elektrických signálů, zesilovače, který záznam dostatečně zvětší, a zařízení pro převod na analogový či digitální signál. Elektrody slouží jako zařízení pro získávání signálu. Jsou umístěny na specifikovaný povrch těla tak, aby zaznamenaly elektrickou činnost srdce. Díky elektrodě je iontový proud v těle převeden na proud elektronů. Elektrody se používají za účelem charakterizování neznámého bioelektrického potenciálu, zjišťují jeho polohu, velikost a směr [18].

2.3.1 Základy biologických signálů

EKG signál je záznam spektra srdečního elektrického potenciálu. Jedním ze základních mechanismů srdečního elektrického potenciálu jsou energii pohlcující buněčné membrány. Jejich součástí jsou iontové pumpy depolarizující buňku a akční potenciál, který se vytvoří v případě, že je buňka excitována a iontový kanál je otevřený. Proces depolarizace umožňuje průchod proudu do extracelulární tekutiny, což opět umožňuje naměřit rozdílné biopotenciály ve tkáni. Depolarizace je vytvořena iontovými pumpami. Zde se využívá energie ATP hydrolyzy k přesunu iontů proti elektrochemickému gradientu. Tento energeticky náročný mechanismus depolarizuje buňku tak, aby vnitřek

excitované buňky měl potenciál přibližně 70 mV vzhledem k extracelulárnímu elektrolytu. Taková pumpa je molekulární zařízení v buněčné membráně schopné vytvářet čistý elektrický proud přes membránu, je tedy elektrogenní [18].

2.4 Přehled svodů užívaných v EKG

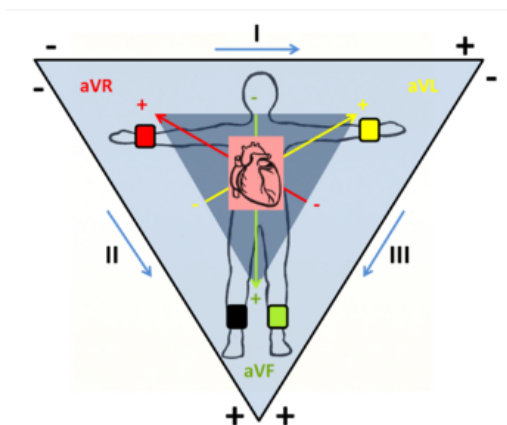
V dnešní době se používá 12svodové EKG, které se skládá ze tří typů [15]:

- **3 bipolární končetinové svody I., II., III.**
- **3 unipolární zesílené svody aVR, aVL, aVF**
- **6 unipolárních hrudních svodů V1-6**

2.4.1 Bipolární svody

Bipolární končetinové svody jsou standardními svody. Mezi dvěma elektrodami zaznamenávají rozdíl potenciálů. Elektrody jsou aplikovány na končetiny a vytváří tzv. Einthovenův trojúhelník. Elektrody jsou označeny jednotlivými barvami, podle kterých se umisťují na končetiny, což je zobrazeno na obrázku 2.2 [16].

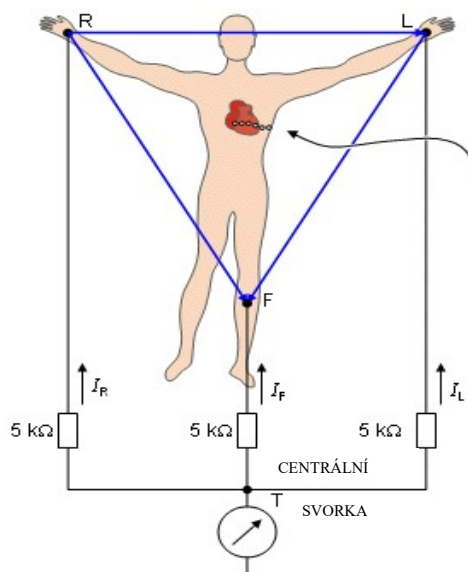
- **Pravá ruka – červená**
- **Levá ruka – žlutá**
- **Levá noha – zelená**
- **Pravá noha – černá = uzemnění**



Obr. 2.2 Einthovenův trojúhelník (převzato z [19]).

2.4.2 Unipolární svody

Unipolární svody zjišťují elektrické potenciály z místa diferentní elektrody proti indiferentní elektrodě, tedy ze dvou míst. Tyto svody tvoří devět záznamů 12svodového EKG. Diferentní kladná elektroda je aplikována na povrch končetin, stejně jako standardní svody včetně 6hrudních elektrod. Na záporný vstup galvanometru se přivede nulové napětí. Je známo, že nulové napětí na povrchu těla neexistuje, ale končetinové svody mají charakter uzlu. To znamená, že zde lze aplikovat Kirchhoffův zákon, který říká, že součet proudů v uzlu je roven nule. Tento uzel můžeme nazvat centrální svorkou, která odpovídá elektrickému středu srdce. Rozdílný kožní odpor způsobuje vznik falešného signálu. Aby se zabránilo jeho vzniku, je odpor elektrod zvětšen o 5000Ω . Při tomto unipolárním zapojení zobrazené na obrázku 2.3 se srovnává napětí na končetinové elektrodě proti končetinové svorce. Tímto zapojením se získá pouze 58 % hodnoty napětí [16].



Obr. 2.3 Unipolární svody (převzato z [20]).

Poté došlo k modifikaci panem Goldbergerem. Modifikace byla provedena tak, že od centrální svorky byla odpojena končetina, která byla připojena na měřící elektrodu, a z ostatních dvou končetin byl odpojen odpor. Centrální svorka se tedy nevyskytovala v elektrickém středu srdce, ale mezi spojenými končetinami. Napěťový zisk byl 87 %, a proto těmto svodům říkáme zesílené [16].

2.4.3 Hrudní svody

Nejvýznamnějšími svody jsou hrudní svody, které jsou také unipolární. Tyto svody snímají napětí proti centrální Wilsonově svorce. V následujících bodech je vypsána poloha jednotlivých hrudních svorek a na obrázku 2.4 je zobrazeno jejich umístění [16].

Svorka V1 – umístěna v IV. mezižebří parasternálně vpravo.

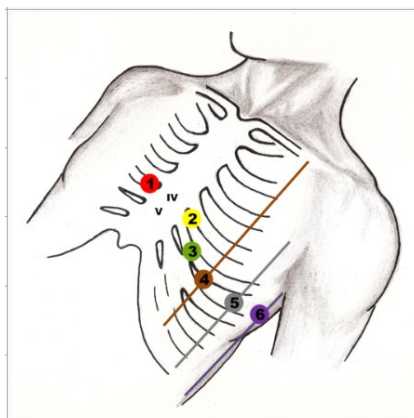
Svorka V2 – umístěna v IV. mezižebří parasternálně vlevo.

Svorka V3 – umístěna mezi V2 a V4.

Svorka V4 – umístěna v levé medioklavikulární čáře.

Svorka V5 – umístěna v levé přední axiální čáře.

Svorka V6 – umístěna v levé střední axiální čáře.



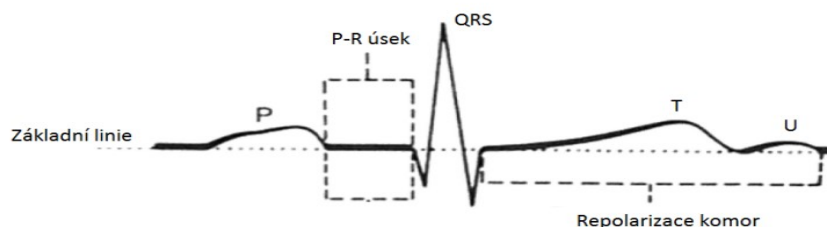
Obr. 2.4 Rozmístění hrudních svodů (převzato z [19]).

2.4.4 Popis EKG křivky

Na EKG křivce zaznamenáváme: srdeční rytmus, srdeční akci, frekvenci, sklon elektrické osy srdeční, analýzu jednotlivých vln a kmitů [16].

Tvar typického EKG, který je znázorněn na obrázku 2.5, lze rozdělit na čtyři složky:

- 1) P-vlny naznačují depolarizaci síní, vychází ze sinoatriálního uzlu [18]. P-vlna je vysoká maximálně 2,5 mm, což je 0,25 mV a její doba trvání je kratší než 0,10 s [16].
- 2) P-R interval zobrazuje dobu, za jakou se vzruch dostane od sinusového uzlu k srdeční svalovině [16]. Tento úsek označuje depolarizaci komory. Pokud P vlny vedou k atrioventrikulárnímu uzlu (místkové tkáni, ve které se síně setkávají s komorami v horní části komorového septa), tak dochází ke zpoždění a na EKG je vykreslena pouze základní line [18]. Doba trvání tohoto intervalu je 0,12 – 0,20 s [16].
- 3) QRS komplex označuje depolarizaci komor. Elektrický impuls se postupně rozšiřuje do endokardu (výstelka srdeční dutiny), subendokardu (řídke vazivo v srdečním systému) a epikardu (zevní vrstva srdeční stěny) [18]. Pozitivní kmit se označuje R a negativní kmit Q a S. QRS komplex trvá 0,06 – 0,10 s [16].
- 4) T a U vlny označují depolarizaci komorových buněk v důsledku vracení buněk do klidového stavu, což má za následek vlnu T a také menší vlnu U [18].



Obr. 2.5 Hlavní složky typického elektrokardiogramu (převzato z [18]).

2.4.5 Struktura a impedance lidské kůže

Abychom pomocí elektrody získali signál tlukoucího srdce, musí elektrický proud procházet z těla skrz elektrolyt do měřicí sondy. Velmi důležitou vlastností je zde vodivost pokožky, proto se používá elektrolyt, který má impedanci mnohem menší než lidská kůže. Kožní buňky se překrývají a jsou uspořádány ve vrstvách. Transmembránová admitance

závisí jak na typu buněčných spojení, tak na tom, do jaké míry je epitel posunován kanály nebo specializovanými orgány [18].

Následující tabulka znázorňuje vodivosti (γ) suché a vlhké kůže při určitých frekvencích (f).

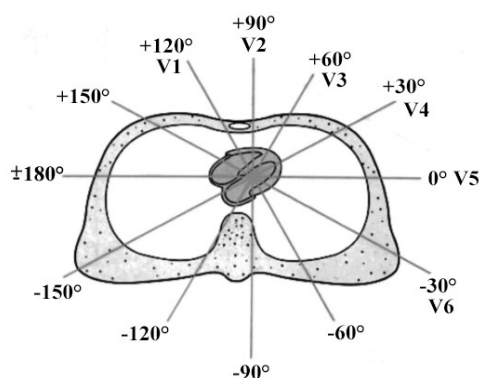
Tab. 2.1 Vodivost kůže (převzato z [18]).

Frekvence	1 Hz -10 kHz	1 MHz
γ – suché [S/m]	10^{-7}	10^{-4}
γ – vlhké [S/m]	10^{-5}	10^{-4}

2.5 Měření EKG

EKG měří výsledné napětí všech srdečních buněk na povrchu těla. Standardní EKG využívá 12 bodů pro zaznamenávání srdeční elektrické aktivity. Každé zobrazení je zaznamenáním rozdílu elektrického potenciálu mezi kladnou a zápornou elektrodou. Dvanáct zobrazení odpovídá dvanácti svodům, které jsou rozděleny na dvě části [18].

Svod I. zaznamenává rozdíl potenciálu mezi levou a pravou rukou, svod II zaznamenává rozdíl potenciálů mezi levou rukou a pravou nohou, svod III. zaznamenává rozdíl potenciálu mezi levou nohou a rukou. Unipolární svody (aVR, aVL a aVF) měří absolutní elektrickou sílu na straně kladné elektrody (umístěné na pravé a levé ruce a levé noze). Signály jsou zesíleny, jelikož pro použití jsou naměřené hodnoty signálů velmi nízké. Šest hrudních svodů (V1, V2, V3, V4, V5 a V6) zaznamenává srdeční napětí přenášené na vodorovnou rovinu těla, jež je znázorněna na obrázku 2.6 [18].



Obr. 2.6 Řez vodorovnou rovinou těla (převzato z [18]).

3 Materiály

Funkční textilní materiály jsou definované jako materiály, které tvoří základní součást smart textilních systémů, jako například elektricky vodivá vlákna či optická vlákna [4].

Tyto materiály se mohou vzájemně ovlivňovat, komunikovat spolu a vnímat okolí. Polymerová nebo uhlíkem potažená vlákna, vodivé nitě, vodivé pryže a vodivé pasty jsou používány jako senzory nebo jako propojovací substrát. Vodivé nitě a vlákna jsou vyráběna smícháním čistého kovu a textilního vlákna, nebo z přírodní látky obsahující vodivý materiál. Mohou být zhotovena metodami: vlákna naplněná vodivým materiálem, například uhlíkem nebo kovovými částicemi; vlákna potažená vodivými polymery; vlákna spředená s tenkou vodivou (kovovou) nití. Pro výrobu textilních sensorů se používají tyto materiály: kovové hedvábí, organza, nerezové kovové nitky, kovem potažená aramidová vlákna, vodivá polymerní vlákna a speciální uhlíková vlákna. Materiály jako jsou kovová či optická vlákna a vodivé polymery mohou být integrovány do textilní struktury. Mohou tedy dodávat textilu vodivé vlastnosti, vytvářet snímací schopnost a přenášet data. Organické polymery poskytují řešení pro překonání tuhosti anorganických krystalů, například křemíku. Tyto materiály jsou lehké, pružné, odolné, mechanicky flexibilní, levné a snadno zpracovatelné [5].

3.1 Kovová vlákna

Kovové nitě jsou tvořeny kovovými velmi tenkými vlákny [5]. Průměry těchto vláken se pohybují od 1 do 80 μm [21]. Vlákna se vyrábí buď prostřednictvím procesu tažení ve svazku, nebo vyškrábnutím vlákna z tenké kovové fólie. Kovové nitě mohou být vpletené nebo vetkané do textilie a použité k propojení mezi komponenty. Mohou být také použité jako elektrody pro monitorování elektrické fyziologické aktivity například signály elektrokardiogramu (EKG) [5].

3.2 Vodivé pasty

Rozmístění vodivých cest na konkrétních místech oděvu může být zajištěno aplikováním vodivých past pomocí sítotisku. Abychom zajistili vodivost, přidáváme uhlík, měď, zlato, stříbro nebo nikl do běžných tiskových past. Tištěné plochy mohou být následně použity jako spínače nebo tisknuté podložky pro aktivaci obvodu [5].

3.3 Inherentně vodivé polymery

Inherentně, neboli ze své podstaty vodivé polymery (ICP) mají zajímavé snímací a spouštěcí vlastnosti [5]. Z těchto materiálů se vyrábějí elektrické součástky, například: baterie, snímače a akční členy. Vodivé polymery jsou pro takové aplikace ideální díky jejich dobré vodivosti, mechanickým vlastnostem a jejich elektrochemické aktivitě. Tyto vlastnosti umožňují, aby polymery působily jako baterie nebo superkapacitní elektrody a reagovaly na chemické prostředí jako senzory. Dále mohou být použity jako aktuátory, kdy se jejich vlastnosti využijí jako funkce umělé svalové hmoty. V tomto případě jsou použity přímo v látce, na rozdíl od sensorického využití, kdy jsou používány na rigidních substrátech. Mohou také měnit vlastnosti (např. barvu, vodivost a tuhost) a velikost při jejich oxidaci nebo redukci [4]. Některé běžně známé ICP obsahují polyacetylen, polypyrrol, polyanilinová vlákna (mezinárodní zkratka PANI). Polypyrrol má nejlepší vlastnosti díky vysoké mechanické pevnosti a vysoké elasticitě. Hlavní výhodou je, že senzory zachovávají strukturu materiálu. Naopak nevýhoda je změna odporu v průběhu času a vysoká doba odezvy [5].

3.4 Optická vlákna

Plastová optická vlákna mohou být snadno integrovaná do textilií. Mají tu výhodu, že negenerují teplo a nejsou citlivé na elektromagnetické záření. Optická vlákna mohou sloužit k řadě funkcí v inteligentních oděvech jako například: přenos datových signálů, přenos světla pro optické snímání, detekce deformace tkaniny v důsledku namáhání a napětí a mohou provádět chemický průzkum [5].

3.5 Vrstva s nano-částicemi

Tkanina s vrstvou nano-částic je široce používána v textilním průmyslu s cílem zlepšit výkon a funkčnost textilií. Nanotechnologie mohou dodat trvalé účinky a poskytují tkaninám vysokou odolnost. Vrstva s nano-částicemi může zlepšit antibakteriální, nepromokavé, UV ochranné a samočisticí vlastnosti textilu, a přesto stále zachovává průdyšnost a hmatové vlastnosti textilu [5].

3.6 Materiály s tvarovou pamětí

Slitiny niklu a titanu se používají za účelem zvýšené ochrany proti zdrojům tepla. Slitiny s tvarovou pamětí mají odlišné vlastnosti při teplotách nižších a vyšších oproti teplotě, při které jsou aktivovány. Při aktivaci teplotě začne působit síla, která vrací slitinu do původního tvaru, a ta se stane mnohem tvrdší [5].

Slitiny mědi a zinku jsou schopny produkovat reverzibilní změny potřebné pro ochranu před proměnlivým počasím. Polymery s tvarovou pamětí mají stejný efekt jako Ni-Ti slitiny, ale polymery jsou potenciálně více kompatibilní s textilem. Elektroaktivní polymery EAP jsou zpravidla vytvořeny z vysoce funkcionalizovaného polymeru. Jeden z nejznámějších EAP „Gel robots“ je vyroben z poly2-akrylamido-2-methylpropan sulfonové kyseliny, která je vhodná pro aplikace v nahrazení svalů a šlach [5].

3.7 Chromové materiály

Chromové materiály mohou měnit svou barvu podle vnějších podmínek. Tyto materiály se většinou používají v módě k vytvoření zábavných měnících se vzorů. V závislosti na různých podnětech mohou být chromové materiály rozděleny do těchto tříd [5]:

- **Foto-chromová** – vnějším podnětem je světlo
- **Termo-chromová** – vnějším podnětem je teplo
- **Piezo-chromová** – vnějším podnětem je tlak
- **Solvát-chromová** – vnějším podnětem je kapalina nebo plyn

3.8 Materiály s fázovou změnou

Materiály s fázovou změnou (PMC) se mění z jednoho fyzického stavu (pevného, kapalného nebo plynného) na jiný fyzický stav. Během tohoto procesu se atomy, molekuly nebo ionty v krystalické mřížce tepelným pohybem uvolňují. Nárůstem vlastní teploty materiálu stoupá kinetická energie těchto částic, dokud částice mřížku neopustí. Tento proces může probíhat i opačně [4].

V dnešní době jsou v oblasti textilu velmi často používány materiály s fázovou změnou pro různé druhy produktů, jako jsou: oděvy, spodní prádlo, ponožky, obuv, příslušenství lůžkovin a spacích pytlů. U multifunkčních produktů se vztahují také na speciální položky, jako jsou anti-balistické vesty, automobilový průmysl, lékařské nebo jiné průmyslové aplikace [5].

4 Technologie smart textilií

Lidské tělo je hebké, ohebné a různě zakřivené. Aby bylo možné elektrické zařízení nosit na lidském těle, musí být elektrické součástky a propojení na textilních substrátech prodyšné, ohybné, elastické, spolehlivé a odolné [4], [22]. To platí zejména tehdy, když senzory musí být v přímém kontaktu s lidským tělem. V takovém případě mají zásadní význam požadavky na flexibilitu a pohodlí. Nejjednodušší způsob výroby flexibilních součástek je jejich výroba přímo na ohebné substráty, např. výroba tenkovrstvých tranzistorů na polymerních substrátech [23]. Řada propojovacích zařízení pro textilní materiály byla navržena prostřednictvím běžných technologií výroby textilu, od tisku až po vyšívání, tkání či pletení [4], [22].

4.1 Technologie sítotisku

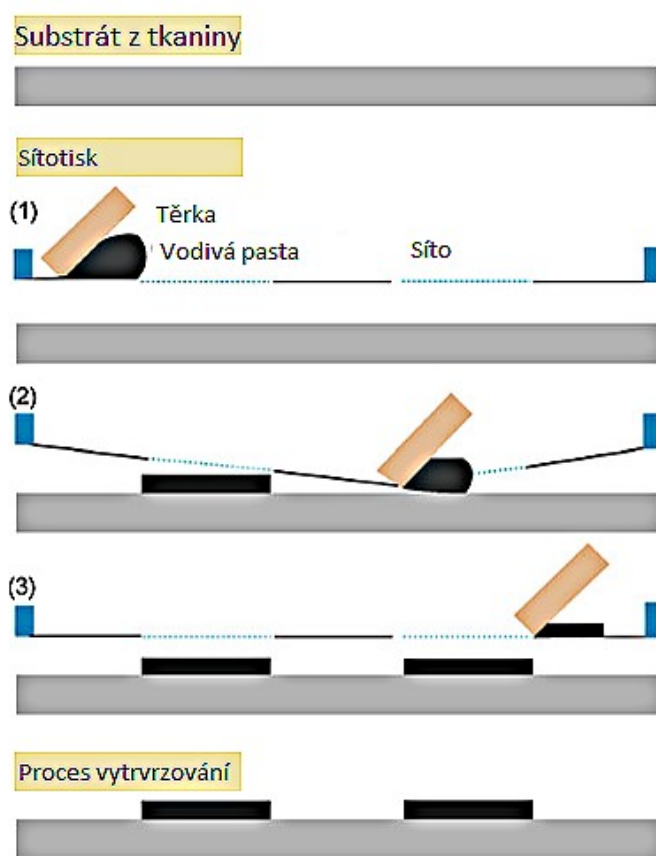
Tato podkapitola se zabývá technologií sítotisku, která poskytuje velkou svobodu při navrhování propojovacích zařízení pro textilie, protože tištěné vrstvy mohou mít jakoukoliv orientaci na tkanině, aniž by respektovaly konstrukci přízí tkaninových substrátů. Sítotisk je jednoduchý a levný proces, který je dobře známý v elektronickém průmyslu pro realizaci komplikovaných elektronických obvodů na plastových deskách. Formování použitím metody sítotisku je možné tvořit i obvody na tkaninách [24]. Tato technologie využívá vodivých past k tvorbě vzorů (elektrických obvodů) na tkaninovém podkladě, které dosahují gradientní vodivosti [4].

Vodivé pasty musí obsahovat vhodný vysoce vodivý kovový prekurzor, jako je například: Ag, Cu, Au. Tyto speciální pasty lze tisknout na různé materiály, mezi které patří textilie, a vytvářet elektricky aktivní vzory. Existuje mnoho technologií, které mohou tisknout vodivý materiál na jiný substrát. Sítotisk je nejlepší pro práci s nízkým objemem a vysokou přesností [3].

Tkaninový substrát je nejprve připraven, vodivé pasty jsou pak přes předem vzorované síto pod tlakem protlačeny pomocí třerky na tkaninový podklad, čímž se vytvoří vodivé cesty a následně se provede za určité teploty vytvrzovací proces. Typický procesní průběh tištění propojovacího materiálu je znázorněn na obrázku 4.1 [4].

Vzhledem k tomu, že textilie neodolávají vysokým teplotám, jsou nejpoužívanějšími vodivými materiály pro vodivé spoje pasty s uhlíkovými nano-vláknky, AgNW, stříbrnými a měděnými nanočásticemi, které mají vysokou vodivost a poměrně nízkou teplotu vytvrzování [4]. Proces vytvrzování se provádí okolo 150°C po dobu 20 až 30 minut, tak aby nedošlo k deformaci tkaninového substrátu. Může být dosaženo minimálního rozlišení 200 μm [24].

Hlavní nevýhodou sítotisku je, že pasty mají špatnou mechanickou odolnost a při praní textilií může dojít v určitých případech k přerušení vodivosti tištěného obvodu [3].



Obr. 4.1 Proces běžné technologie sítotisku (převzato z [4]).

4.2 Rozprašování

Rozprašovací proces může být použit k tvorbě obvodů na látce s velmi vysokým rozlišením. Pro rozprašování plazmou inertního plynu (Ar) se používá zlatý terč (Au), přičemž je tkanina navíjena na válce ve vakuové komoře. Stínící maska s obvodovými

vzory je přiložena ke tkanině a vylétající atomy zlata jsou na ni rozprašovány. Maskou procházející zlato tvoří elektrické obvody určené šablonou. Podtlak ve vakuové komoře bývá přibližně 10^{-3} Torr a teplota substrátu 150° C. Minimální šířka rozprašovací čáry je $100\ \mu\text{m}$. Proces rozprašování zajišťuje elektricky tuhé spojení a dobrou odolnost, avšak ve srovnání se sítotiskem je tento proces poměrně drahý a časově náročný [24].

4.3 Textilní vodivé spojení

Textilní vodivé cesty jsou vytvořeny z vodivých přízí integrovaných do flexibilního textilního základu. Vodivé příze se skládají buď z čistě kovových vláken, nebo z kompozitu kovu a nevodivého materiálu, který pomáhá zlepšit mechanické vlastnosti. Pro vytvoření kvalitní textilní vodivé cesty je nejvhodnější směs vodivých (kovových) a nevodivých (textilních) částí. Pokud je příze více vodivá a obsahuje větší část vodivého komponentu, tak ztrácí typické textilní vlastnosti, jako je pružnost a splývavost [22].

Struktury vodivých přízí mohou být rozděleny do tří tříd uvedených v následujících odstavcích:

4.3.1 Kovem obalená příze

Tyto příze se převážně skládají z nevodivého vlákénka obaleného jedním nebo více kovovými drátky, což je zobrazeno na obrázku 4.2 [22].



Obr. 4.2 Kovem obalená příze (převzato z [22]).

Potažení příze kovem se provádí galvanickými látkami, nebo kovovými solemi. Povlaky mohou být aplikovány na povrch vláken, přízí nebo tkanin pro vytvoření elektricky vodivých textilií. Mezi běžné procesy pokovování textilií patří elektrolytické pokovování, odpařování, rozprašování a pokovování textilie vodivým polymerem [3].

Německému textilnímu výzkumnému ústavu Thuringia-Vogtland se podařilo vyrobit vodivou přízi ELITEX®, která je pokryta kovovou vrstvou. V této přízi jsou používány nylonové nitě Shieldex 66, které jsou pokryté tenkou vrstvou stříbra [3]. Odpor závisí na stříbrné vrstvě a pohybuje se od 400 Ω /m až do 1,5 k Ω /m. Následné zpracování se provádí pomocí galvanického procesu, kdy je na nitě dodatečně naneseno další stříbro. V závislosti na množství dodatečného stříbra se zvyšuje vodivost materiálu. Vysoko-galvanizované nitě mají odpor 20 až 40 Ω /m. Tyto příze jsou používány v textilních aplikacích, jako například textilní přepínače, tkané antény, luminiscenční textilie a struktury textilních sběrnic [25].

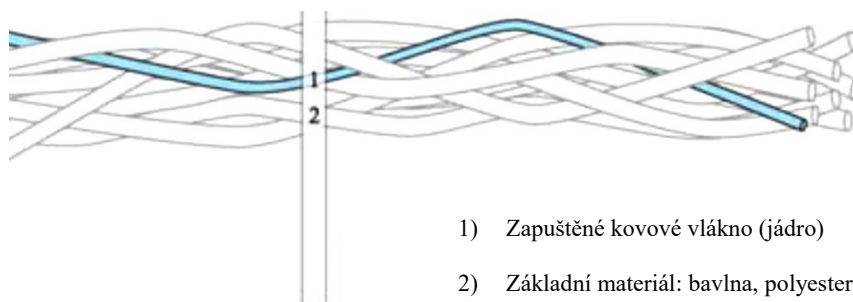
4.3.2 Příze s kovovým jádrem:

U těchto přízí slouží tenký drátek jako jádro obalené nevodivými vlákny. Textilní obal chrání jádro z kovového drátku, pomáhá odolávat fyzickému namáhání a zajišťuje elektrickou izolaci. Příze s kovovým jádrem je zobrazena na obrázku 4.3 [22].



Obr. 4.3 Příze s kovovým jádrem (převzato z [22]).

Společnost Swiss-Shield® se specializuje výrobou kovových monofilů, které jsou integrovány do základních textilních přízí, jako je bavlna, polyester, polyamid a aramid. Kovové monofily jsou vyrobeny například z mědi, mosazi, bronzu, stříbra, zlata, hliníku. Na následujícím obrázku 4.4 je znázorněna typická vodivá příze s propletenými základními textilními vlákny a kovovým monofilem [3].



- 1) Zapuštěné kovové vlákno (jádro)
- 2) Základní materiál: bavlna, polyester, atd.

Obr. 4.4 Schéma vodivých vláken propletených s textilními vlákny (převzato z [3]).

4.3.3 Kovové příze

Oproti předchozím, kovová příze není rozdělena na plášť a jádro. Kovová vlákna jsou velmi tenká složená buď z filamentu³, nebo staplových⁴ vláken, které jsou následně zpracována jako příze, které je zobrazena na obrázku 4.5 [22].



Obr. 4.5 Kovová příze (převzato z [22]).

Vlákna těchto vodivých přízí jsou integrována do textilního substrátu. Úspěšné propojení vytváří dobře vodivé cesty, přičemž textilie chrání cesty před opakovanými změnami, odřeninami a v neposlední řadě přispívají k prodloužení životnosti. [22].

Kovová vlákna, která se vyrábějí tažením, se skládají z oceli a jádra z keramiky, karbidu nebo diamantu. Počáteční průměr kovového drátu se mění v závislosti na materiálu, u mědi je například 8 mm, zatímco u železa 5 mm. Po tažení následuje žíhání při teplotách mezi 600 a 900 °C. Jemný kovový drát je poté natáčen na otáčející se válec [3].

Produkty se vyrábějí z mědi (Cu) a postříbřených měděných (Cu/Ag) vláken, mosazi (Ms) nebo postříbřených mosazí (Ms/Ag). Každý používaný materiál má jiné elektrické vlastnosti, viz tabulka 4.I [3].

³ Filament je v textilní terminologii mezinárodní označení pro všechna vlákna neomezené délky.

⁴ Za staplová vlákna se označují všechny spradatelné přírodní materiály a stříže z chemických vláken.[26]

Tab. 4.1 Elektrické vlastnosti kovových monofilů vláken (převzato z [3]).

Kov	Vodivost [S·m/mm ²]	Rezistivita [Ω·mm ² /m]	Tepelný koeficient odporu [10 ⁻⁶ K ⁻¹]		
			Min	Typ	Max
Cu	58.5	0.0171	3900	3930	4000
Cu/Ag	58.5	0.0171	3900	4100	4300
Ag	62.5	0.0160	3800	3950	4100
Ms	16.0	0.0625	1400	1500	1600
Ms/Ag	16.0	0.0625	1400	1500	1600
AgCu	57.5	0.0174	1400	3950	4100
Bronz	7.5	0.1333	3800	650	700
Ocel 304	1.4	0.7300	-	1020	-
Ocel 316L	1.3	0.7500	-	1020	-

4.4 Technologie výroby elektricky aktivních textilií:

V této podkapitole jsou popsány typy výroby elektricky aktivních textilií procesem vyšívání, tkaní a pletení.

4.4.1 Vyšívání

Vodivé vyšívané cesty jsou vyrobené ze speciálního vlákna, které obsahuje vodivé prvky [27]. Technologie vyšívání je jednou z nejstarších technologií aplikování textilních vodivých cest do textilu [4]. V roce 2000 výzkumní pracovníci z Massachusetts Institute of Media Laboratory přispěli k vývoji smart textilií s technologií vyšívaných obvodů jimi vyvinutým produktem s názvem Musical Jacket. V této bundě je vyšítá klávesnice, šité vodivé propojovací cesty, baterie, dvojice reproduktorů a miniaturní MIDI syntezátor [3].

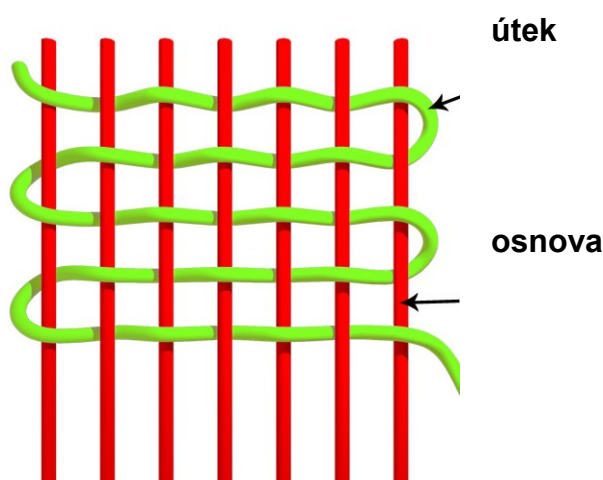
Vyšívání se provádí například technikou *MIT CAD*, kterou můžeme přesně určit uspořádání obvodů a vzorů v prostředí Computer-Aided Design (CAD). V tomto prostředí lze řídit stroj pro vyšívání. Tento proces také umožňuje spojení více přízí s různými elektrickými vlastnostmi, například s různými odpory [3].

Vyšívání nabízí výhody oproti pletení nebo tkaní. Vodivé nitě či příze lze vyšívat na jedné, nebo více vrstvách tkaniny, nebo mohou být aplikovány na různé druhy textilních a oděvních výrobků v jednom kroku [3]. Tím pádem je snadnější použít tuto techniku pro hromadnou výrobu oděvů například s integrovanými vyšívanými textilními anténami atd. Vyšívaná elektrická propojení jsou však méně vodivá a často selhávají [4].

4.4.2 Tkaní

Tkané textilní struktury poskytují komplexní síť, která může být použita jako elektrický obvod s mnoha vodivými a nevodivými složkami a může být strukturována tak, aby měla více vrstev a prostor pro uložení elektronických součástí [3].

Tkaní je proces výroby tkaniny, při kterém se překříží dvě sady příze (osnova a útek) nad a pod sebou, což je znázorněno na obrázku 4.6. Techniky odvozené od tkaní přináší nové přístupy k propojování textilií. Největším problémem tkaných textilií je, že jejich maximální mechanické namáhání je omezeno na 20-30 % kvůli uspořádání přízí. Například u měděného drátku se dá očekávat, že se časem a používáním zlomí [4].



Obr. 4.6 Tkaní (převzato z [28]).

Americká společnost Thremshield LLC vyrábí pokovené tkané nylonové látky. Kovy, které používají, jsou stříbro, měď nebo kombinace mědi a niklu [3].

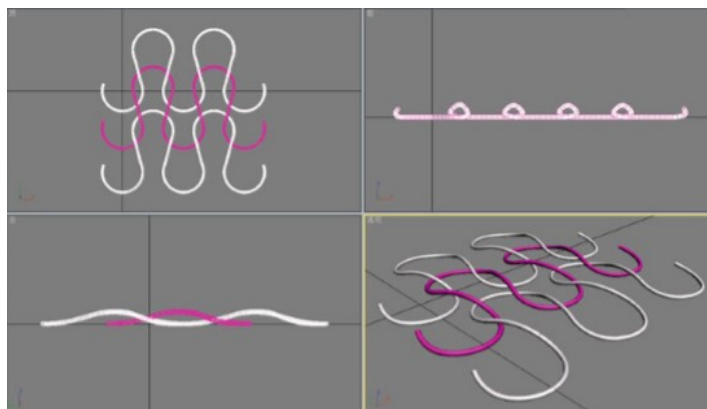
Dánská společnost Chr. Dalsgaard Project Development vyvíjí tkanou elektroniku na látce, elektronické vodiče v oblečení, ovládací panely v textiliích (klávesnice, displeje, atd.) a mikrosenzory. Vodivá příze, kterou používají, je postříbřená měděná nit potažená polyesterem [3].

Výzkumní pracovníci z oddělení elektroniky a oděvní výpočetní laboratoře ETH v Curychu vyrobili plošnou textilní strukturu, která se skládá z polyesterových nití, jež jsou obtočené měděnou nití. Tato hybridní tkanina s názvem PETEX se skládá z tkané

polyesterové monofilní příze (PET) o průměru 42 μm a drátků ze slitiny mědi o průměru $50 \pm 8 \mu\text{m}$ (AWG 461). Každý měděný drátek je potažen polyuretanovým lakem, který dodává elektrickou izolaci [3].

4.4.3 Pletení

Pletená látka je tvořena propletením příze v sérii propojených smyček. Smyčky jsou ve 3D uspořádání. Díky tomuto uspořádání je pletená textilie mnohem pružnější v porovnání s tkanými textiliemi. Proto se usiluje o rozvoj pletací technologie v aplikacích, kde jsou tkaná elektronická zařízení neúčinná. Velkou výhodou je nízká cena a jednoduchá výrobní technologie. Na obrázku 4.7 je zobrazena technologie pletení [4].



Obr. 4.7 Pletení (převzato z [4]).

Britská firma Baltex používá technologii pletení k zabudování vodivé cesty do textilních struktur. Jejich tkaniny, které uvádějí na trh pod názvem Feratec®, mohou být použity převážně pro dva účely: vyhřívané textilie a elektromagnetické stínící materiály [3].

5 Textilní aplikace

Materiály pro nositelná zařízení v elektronických textiliích by měly být charakterizovány nízkou cenou a hmotností, snadným zpracováním v různých tvarech a měly by být pohodlné. Zařízení založená na organických polymerech mají několik výhod oproti zařízením anorganickým, protože jsou lehká, mají vysokou pružnost, odolnost, jsou mechanicky flexibilní, nákladově efektivní a snadno zpracovatelná. Elektrická zařízení na bázi organické hmoty mohou být vyráběna v mnoha tvarech a formách. Zařízení mohou být tištěná, vsítá, vpletená do tkaniny nebo vetkaná přímo do textilních struktur. Izolační, vodivé a polovodičové vlastnosti různých typů organických vodivých materiálů navíc poskytují speciální výhody pro realizaci senzorů, elektronických součástek a napájecích zdrojů ve srovnání s běžnými anorganickými materiály [4].

5.1 Senzory

Textilní senzory inteligentních tkanin umožňují dlouhodobé sledování uživatelů [29]. Základní vlastností senzorů je transformace signálu na jiný signál, který je čten čtecím zařízením [30]. Vodivé textilie, které se využívají jako senzory, mění své elektrické vlastnosti vlivem okolního prostředí [3]. Senzory a elektrody jsou integrovány do tkaniny a jsou vyrobeny kombinací vodivých a nevodivých přízí. Změny elektrických vlastností tkaniny jsou způsobeny interakcí mezi vlákny uprostřed příze a mezi smyčkami uvnitř tkaniny. Celá textilní struktura se dá považovat za propletenou řadu elektrických impedancí. Většina senzorů, které se používají k monitorování životních funkcí a pohybů uživatele, musí být v těsném kontaktu s tělem. Z tohoto důvodu musí být oděvy přiléhavé, pružné a pohodlné pro nositele [29].

Nejpoužívanější zařízení pro nositelné sensorové systémy jsou čidla, která se dělí na aktivní a pasivní. Aktivní senzory mohou převést vnitřní vstupní energii na rozdíl elektrického potenciálu. Naopak, pasivní snímače požadují externí napájecí zdroje pro přeměnu vstupu na použitelný výstup [4].

V tabulce 5.1 je uveden přehled senzorů používaných pro monitorování základních životních funkcí.

Tab. 5.1 Přehled senzorů a jejich materiálů podle uvedených typů (převzato z[4]).

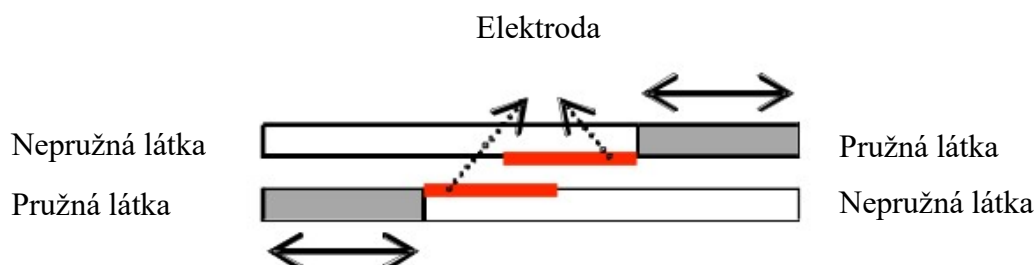
Životní funkce	Snímací zařízení	Typy produktů
Elektrokardiogram	Bioelektrody	Tkané nebo pletené kovové elektrody
Elektromyogram	Bioelektrody	Tkané nebo pletené kovové elektrody
Tepny	Piezoelektrické senzory	Vlákna vodivých polymerů
Balistokardiografie	Piezoelektrické senzory	Vlákna vodivých polymerů
Dýchání	Piezoelektrické senzory	Vlákna vodivých polymerů
Pozice kloubů a jejich pohyby	Piezoelektrické senzory	Vlákna vodivých polymerů
Elektrická impedance kůže	Bioelektrody	Tkané kovové elektrody
Okysličování krve	Optická vlákna	Optická vlákna
Zvuk	Piezoelektrické senzory, mikrofon	Vlákna vodivých polymerů

5.1.1 Kapacitní senzory

Kapacitní senzory jsou používány pro širokou škálu aplikací, ve kterých je snímána poloha, vzdálenost, průtok, tloušťka, tlak, svalová aktivita, pohyb a držení těla. Princip kapacitních senzorů je založen na kondenzátoru, ve kterém je dvojice vodivých desek oddělena dielektrikem. Kapacita vyjadřuje množství elektrického náboje, který může kondenzátor udržet při daném napětí [4].

Obecně tedy platí, že kapacitní senzor se skládá z polymerního dielektrika a textilní elektrody na povrchu. Textilní elektrody mohou být vyrobeny mnoha způsoby, a to od vyšívání, tkaní až po sítotisk. V literaturách se například objevují kondenzátory s tištěnými elektrodami s využitím vodivých stříbrných past, které monitorují expanzní a kontrakční cykly dýchání. Princip spočívá v pohybu elektrod v jejich rovině, což vede ke změně aktivní oblasti elektrod a kapacity [4].

Kapacitní senzory byly například využity pro vývoj dýchacích senzorů založených na variabilním kapacitním uspořádání paralelních desek. Zde byla použita technologie netkaných textilií [31]. Na obrázku 5.1 je znázorněna struktura těchto senzorů.



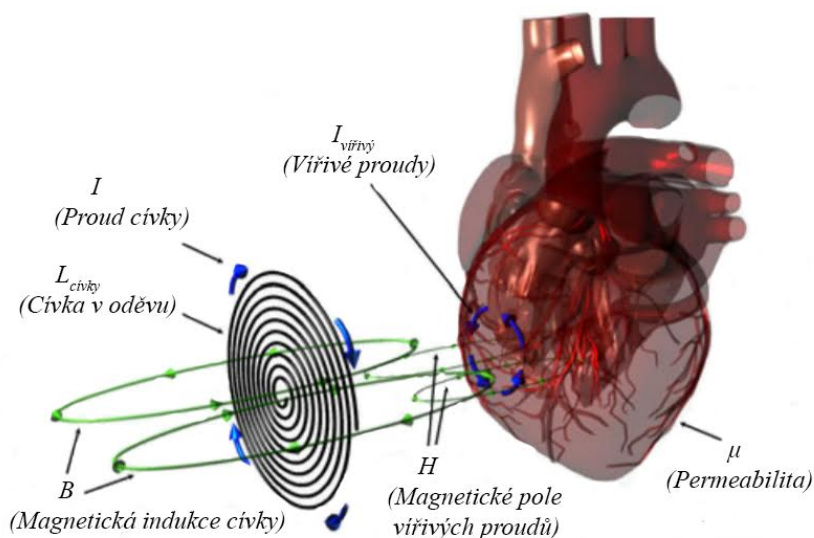
Obr. 5.1 Struktura netkaného textilního kapacitního dýchacího senzoru (převzato z[31]).

Pružné a nepružné segmenty netkaných textilií jsou bočně napojeny. Pružné látky se používají k reakci na dechovou aktivitu, která zapříčiňuje změnu délky senzoru. Vodivé oblasti, které jsou tvořeny deskami kondenzátoru, jsou nanесeny pomocí sítotisku a stříbrných past na nepružné látky. Jejich vzájemná poloha se mění změnou délky pružné části. Každá deska je zpočátku umístěna tak, aby se vodivé plochy minimálně překrývaly. Z důvodu konstrukce pružných částí zařízení se posunem obou desek v opačných směrech mění efektivní oblast, a tím i kapacitní hodnota. Toto nastává, když pacient dýchá a jeho hrudník se rozšiřuje a stahuje. Pohyb je snímán strukturou znázorněnou na obrázku 5.1 a následně je zpracovaný signál odeslán na vestavěnou sběrnici [31].

5.1.2 Indukční senzory

Indukční senzory se v textiliích používají ke sledování dýchání, srdeční frekvence, krevního tlaku a pohybu. Induktivní měniče s měděnými indukčními cívkami, které jsou umístěny do pletených struktur, sledují dýchací cesty a zachycují pohyby. Mezi důležité konstrukční parametry textilních indukčních senzorů patří konfigurace cívky a měrný odpor. Optimalizace těchto parametrů se provádí za účelem maximalizace indukčních změn a elektrické stability. Indukční snímače nejsou ovlivněny dielektrickými vlastnostmi prostředí, ale jsou ovlivňovány vnějšími magnetickými poli [4]. Princip těchto senzorů spočívá v tom, že magnetické pole z vnějších indukčních cívek pronikne do těla a střídavé

magnetické pole vytvoří vířivé proudy. Podle Lenzova zákona vířivé proudy vytvoří indukované magnetické pole. Jelikož indukované magnetické pole souvisí s rozložením impedance uvnitř těla, tak změna impedance přímo ovlivňuje vířivý proud. Například srdeční frekvenci tak lze měřit změnami indukčnosti cívky v závislosti na změně impedance, což je uvedeno na obrázku 5.2 [32].



Obr. 5.2 Základní princip indukčních senzorů. (převzato z [32]).

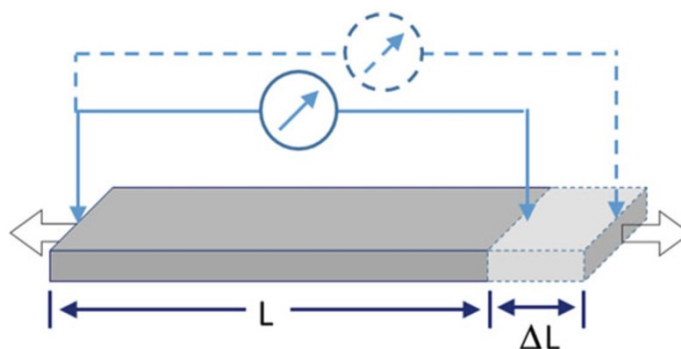
5.1.3 Piezoelektrické senzory

Piezoelektrické materiály mohou při mechanickém namáhání vytvářet elektrický potenciál. Opačným jevem je deformace těchto materiálů ve vnějším elektrickém poli. Piezoelektrické měniče mají asymetrickou mřížku molekul, která se deformuje pod přiloženou silou. Tato deformace vede k polarizaci kladných a záporných nábojů [4]. Princip těchto senzorů spočívá ve změnách frekvence piezoelektrické rezonance vlivem aplikovaných změn tlaku nebo kapacity [3]. Piezoelektrické senzory jsou obzvláště vhodné pro textilní aplikace, protože mohou produkovat elektrické signály při velmi malém namáhání. Reagují na téměř jakýkoliv typ deformace. Dále jsou vhodné díky nízkým nákladům a nízké spotřebě energie. Piezoelektrické senzory se obecně používají ve formě filmu (mezi elektrodami) a lze je relativně snadno integrovat do textilií [4].

Jako příklad piezoelektrických senzorů můžeme uvést autosedačku s tlakovými snímači vyvinutou pomocí polyvinylidenfluoridových (PVDF) tlakoměrů umístěných mezi čalouněnou látkou a pěnou [4]. Dalším příkladem využití piezoelektrických senzorů je pás, který se skládá ze dvou vrstev vodivých tkanin a PVDF snímače. Tento systém byl vyvinut pro zjišťování kardiorespiračních signálů, srdečních tepů a dýchacích cyklů [4].

5.1.4 Piezorezistivní senzory

Piezorezistivní jev způsobuje změnu elektrického odporu polovodičů a kovů při mechanickém namáhání nebo deformaci [4]. Princip těchto senzorů je založen na změně délky (L) vlákna a změně elektrického odporu. Pokud se textilie napne, způsobí tak zvýšení odporu [1]. Na obrázku 5.3 je tento princip znázorněn.



Obr. 5.3 Mechanismus piezorezistivních senzorů (převzato z[4]).

Piezorezistivní textilní senzory jsou navrženy pro širokou oblast aplikací, jako například: monitorování kmitů, snímání teploty, napětí a tlaku a monitorování životních funkcí pomocí různých nositelných struktur, jako jsou rukavice, nohavice, boty a podprsenky. Tyto senzory mohou být v různých formách, například pletené, tkané či tištěné textilie [4].

5.1.5 Optické senzory

Optické senzory mají široké uplatnění při snímání teploty, tlaku, deformace a plynu. Jsou malé, lehké a spolehlivé i v nepříznivých podmínkách [4].

Optické snímače nabízejí značný potenciál v textilním průmyslu, protože jsou snadno dostupné ve formě polymerních vláken, a proto je lze snadno zabudovat do textilií

například tkaním, pletením a mohou se také vyskytovat v netkaných formách. Pro aplikaci optických senzorů jsou však výhodnější flexibilní optická vlákna z důvodu nadměrného ohýbání v textilních strukturách. Bez ohledu na typ mohou být optická vlákna použita jako senzory snímající změny intenzity, fáze, polarizace, vlnové délky nebo spektrálního rozložení přenášeného světla [4].

5.2 Elektrody

Existuje rozhraní mezi tělem jako zdrojem signálu a monitorovacím systémem, který shromažďuje signály z těla. Toto rozhraní je v přímém kontaktu s tělem a nazývá se elektroda. EKG elektrody tedy snímají biosignál EKG, který pochází z biologického zdroje (těla). Protože hlavní rolí EKG elektrody je změna napětí z iontové formy (v těle) na elektronovou formu (ve vodičích), jsou všechny elektrody buď polarizovatelné, nebo nepolarizovatelné. V jiných zdrojích se můžeme setkat s rozdělením na tzv. suché a mokré elektrody [33].

5.2.1 Nepolarizovatelné elektrody

Ve zdravotnictví se používají gelové Ag / AgCl elektrody. U této skupiny elektrod se vytváří elektrochemický proces mezi elektrodou s gelem a biologickou tkání (kůží pacienta) [33]. Výhody a nevýhody nepolarizovatelných elektrod jsou následující [33]:

- Jsou adhezivní, takže je možné je snadno upevnit na kůži.
- Ukazují velmi čisté a spolehlivé signály EKG.
- Pokud se používají dlouhodobě, může adhezivní část a gel způsobit podráždění pokožky či kožní dermatitidu.
- Vyžadují předběžnou úpravu pokožky, např. holení, vyčištění kontaktní oblasti a odstranění mrtvé části pokožky pomocí pískového papíru.
- Technicky nejvýznamnější nevýhodou nepolarizovatelných EKG elektrod je to, že signál, který detekují, se zhorší, pokud se gel vysuší. Proto nejsou vhodné pro dlouhodobé monitorování a považují se za elektrody na jedno použití.

5.2.2 Polarizovatelné

V polarizovatelných elektrodách neprotéká žádný skutečný elektrický proud, místo toho se v důsledku změny iontové koncentrace vyskytuje posuvný proud. Tyto elektrody pracují na základě kapacitního spojení mezi vodivým materiálem a pokožkou. Ke své funkci elektrody nepotřebují žádný gel, ale postačuje vlhkost potu na pokožce. Suché elektrody mohou být vyráběny z různých materiálů, od jednoduchých nerezových plechů až po pružné textilie, které jsou schopné vést elektrický potenciál. Suché elektrody lze rozdělit jako kontaktní nebo bezkontaktní [33].

- **Suché kontaktní elektrody:**

Nejjednodušší polarizovatelná elektroda je kovový disk v přímém kontaktu s pokožkou. I když výkon těchto elektrod je srovnatelný s výkonem gelových elektrod, je jejich použití stále omezené kvůli jejich tuhosti, díky níž mohou způsobit podráždění pokožky. Další nevýhodou je, že jsou vysoce citlivé na pohybové artefakty, protože nejsou upevněny na těle. Mohou být uloženy například v pásu. V tomto případě musí pás udržovat těsný kontakt mezi kovovým diskem a pokožkou [33].

Jednou z nejnovějších elektrod je vodivá textilie, jejíž výhodou je, že jako obyčejná tkanina je měkká, pružná a nevyvolává podráždění kůže. Vodivá textilie může být vyrobena z různých druhů vodivé příze včetně nylonu potaženého stříbrem (Ag/Ny), příze z nerezavějící oceli a postříbřené mědi (Ag/Cu) [33].

Vodivé textilie jsou populární kvůli snadné použitelnosti a na rozdíl od Ag/AgCl elektrod se nemusí měnit v dlouhodobém monitorování. Navíc nejsou tuhé a mohou být dobře tvarovány. Kvůli svým vlastnostem jsou dobrou volbou pro dlouhodobé snímací aplikace nebo zařízení pro monitorování domácí zdravotní péče [33].

- **Suché nekontaktní elektrody:**

Rozdíl mezi touto kategorií elektrod a předchozí je, že mezi pokožkou a elektrodou je izolační vrstva. Suché nekontaktní elektrody pracují na základě kapacitního propojení mezi pokožkou a elektrodou, což vede k jejich polarizaci. Tato skutečnost umožní průchod přechodného proudu. Pro dosažení silné kapacitní vazby můžeme zvýšit plochu styku, použít tenkou izolační vrstvu, nebo využít izolátor s vysokou dielektrickou konstantou. Stejně jako suché kontaktní elektrody, jsou suché nekontaktní elektrody citlivé na pohybové artefakty, ale je zde omezeno podráždění pokožky [33].

5.3 Nositelná anténa

Díky rychlému pokroku v oblasti výroby vodivých textilií došlo k významnému vývoji nositelných antén. Pokud je cílem vyvinout nositelný a autonomní systém, je nezbytnou součástí systému anténa. Umožňuje přenos informací ze snímačů umístěných uvnitř oděvu na řídicí jednotku nebo sledování dalších elektrických parametrů [3].

Nositelná anténa tedy propojuje oděv a komunikační systém. Pro dosažení dobrých výsledků musí být nositelná anténa tenká, lehká, mechanicky odolná, málo náročná na údržbu, levná a snadno integrovatelná do radiofrekvenčních (RF) obvodů [3].

V odborném článku *Wearable textile antennas* od kolektivu autorů ze Seoulské Univerzity jsou popsány typy nositelných antén a možnosti jejich aplikace. Při výrobě antén se používají různé kompozitní kovové nitě a tkaniny. Dle článku jsou pro blízkou komunikaci v rámci inteligentních oděvních systémů nejvhodnější tkané nebo vyšívané vícesmyčkové antény. Pro dálkovou komunikaci jsou vyvíjeny širokopásmové textilní anténní prvky. Parametry těchto antén musí být vyladěny tak, aby odolávaly rušení způsobené lidským tělem a pohybem člověka. Mezi širokopásmové antény pro smart textilní systémy patří: rozvinuté skládané dipólové anténní soustavy, kovem potažené tkaninové patchové a spirálové antény a mikropásmové anténní pole [34].

6 Dostupné produkty

Na trhu se objevuje mnoho produktů určených pro dlouhodobé monitorování životních funkcí. Díky svému komfortu se do popředí dostávají nově vznikající smart textilie používané k tomuto účelu. V této kapitole jsou popsány jak konvenční, tak smart textilní produkty, které jsou dostupné na trhu a následně jsou tyto systémy porovnány.

6.1 Zařízení měřící EKG

Srdeční choroby jsou jednou z hlavních příčin úmrtí populace po celém světě. Důležité je, aby se tato onemocnění diagnostikovala co nejdříve. Pro zjištění těchto chorob se používá elektrokardiogram (EKG), který je vhodný do lékařských ordinací a poskytuje velmi přesné záznamy [35]. Jelikož se měření provádí v určité chvíli, je velmi malá pravděpodobnost, že zařízení zaznamená občasné poruchy srdečního rytmu. Ceny elektrokardiogramů, které jsou volně prodejné v internetových obchodech, začínají od 20.000 Kč. Například cena italského produktu Cardioline EKG 200 je 66.296 Kč [36]. Avšak profesionální a spolehlivá lékařská zařízení přesahují hranice 150.000 Kč.

Problém nastává, pokud projevy srdečních onemocnění kolísají. V tomto případě jsou potřebná zařízení, která monitorují pacienta dlouhodobě. Touto problematikou se zabývá mnoho studií, které vyvíjejí zařízení pro každodenní monitorování. Dobrým příkladem je *Holterův monitorovací systém* [35].

6.1.1 Konvenční zařízení pro dlouhodobé měření EKG

- **EKG Holter**

EKG Holter je zařízení, které umožňuje získat nejčastěji 24 hodinový nebo podle kapacity paměti zařízení až týdenní záznam elektrické aktivity srdce, pomocí dvou nebo tří svodů při běžné každodenní činnosti. Princip Holteru spočívá v tom, že na tělo pacienta jsou nalepeny elektrody, které jsou připojeny dráty k přenosnému přístroji. Napětí, které je snímáno pomocí elektrod, je zesílené a uloženo do paměti EKG přístroje [37]. Volně prodejné Holtry na trhu se pohybují v cenových relacích od 10.000 Kč do 150.000 Kč. V tabulce 6.I jsou uvedeny jednotlivé produkty dodávané firmou *Medihum*.

Tab. 6.I: Ceny jednotlivých verzí Holtrů [38].

Produkt	Cena
MEDITECH Cardio Mera profesionální EKG Holter	67.699,39 Kč
EC-2H EKG Cardiospy Holter systém	85.434,30 Kč
EC-3H EKG Cardiospy Holter systém	107.131,90 Kč
EC-12H EKG Cardiospy Holter systém	126.117,30 Kč

6.1.2 Smart textilní produkty pro dlouhodobé měření EKG

- **Hexoskin**

Společnost Hexoskin představila smart tričko se třemi textilními elektrodami [39], které zaznamenávají EKG pomocí jednoho svodu. Dále tričko obsahuje analogové dvoukanálové dýchací senzory a senzory pro snímání pohybu (intenzita činnosti, zrychlení, kroky, spánkové pozice) [40]. Na obrázku 6.1 je znázorněno uspořádání senzorů (1. elektrody měřící EKG, 2. dýchací senzory, 3. pohybové senzory).



Obr. 6.1 Hexoskin smart shirts, umístění senzorů (převzato z [40]).

Toto triko umožňuje propojení pomocí bluetooth s chytrým telefonem, tabletem či smart hodinkami a uživatel má tak možnost kontrolovat záznamy o svých životních funkcích v mobilní aplikaci [40]. V tabulce 6.II jsou uvedeny ceny těchto produktů.

Tab. 6.II Ceny produktů Hexoskin [40].

Produkt	Cena
Hexoskin full kit (dámské i pánské)	9.398 Kč
Hexoskin full kit JUNIOR (dětské)	9.398 Kč
Hexoskin Arctic (pánské)	10.082 Kč

- **Exmobaby**

Biomedicínská inženýrská společnost Exmovere Holdings, Inc. přivedla na trh smart produkt Exmobaby, což je chytré dětské pyžamo vyvinuté pro dálkové monitorování EKG, pohybu, teploty a vlhkosti. Součástí toho produktu jsou odnímatelné textilní biosenzory vyvinuté firmou Sensatex, Inc. [41]. Exmobaby nabízí dvě varianty produktů, jejichž ceny jsou uvedeny v tabulce 6.III.

Tab. 6.III Verze produktu Exmobaby a jejich ceny [42].

Produkt	Cena
Základní model Exmobaby	23.000 Kč
Deluxe model Exmobaby	58.750 Kč

- **Tričko s integrovaným 12svodovým EKG**

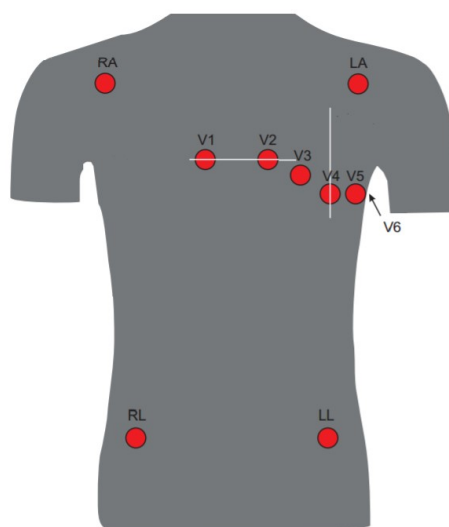
Tyto produkty se zatím na trhu nevyskytují. V mnoha literaturách se objevují prototypy, které jsou zatím v procesu výzkumu a testování.

Například odborníci z RWTH Aachen University vyvinuli 12svodové EKG tričko. Tento měřicí systém se skládá z aktivních elektrod, které zaznamenávají potenciály na povrchu těla. Další součástí tohoto systému je EKG záznamník, který digitalizuje analogové signály z aktivních elektrod a zpracovává 12 EKG svodů. Signály jsou následně zpracovány a uloženy na SD kartě v EKG záznamníku [43].

Elektrody jsou vyrobeny z elektricky vodivé tkaniny (Shieldex Med-tex P180, Statex, Brémy, Německo) ve formě záplaty, které jsou následně přišité k triku. Umístění těchto elektrod je zvoleno dle běžných 12svodových nastavení EKG, což je znázorněno na obrázku 6.2. Signál je kvalitnější, pokud jsou elektrody v přímém kontaktu s pokožkou.

Proto triko obsahuje několik suchých zipů, které triko umožňují utáhnout tak, aby bylo těsné a elektronika se udržovala na stabilním místě [43].

Tento prototyp byl následně testován vleže, vsedě a za chůze. EKG bylo úspěšně zaznamenáno s výslednou střední relativní chybou 0,96 %. Navíc EKG vlny svodů byly analyzovány odděleně a vykazovaly vysokou shodu. P-vlna měla korelaci 0,703 při chůzi, zatímco T-vlna prokázala nižší korelaci pro všechny tři scénáře (vleže: 0,817, vsedě: 0,710, za chůze: 0,403). Ostatní korelace pro vlny P, Q, R a S byly vyšší než 0,9 [43].



Obr 6.2 Pozice kontaktních míst na prototypu EKG trika (převzato z [43]).

6.1.3 Porovnání systému pro měření EKG

Konvenční produkty používané k měření EKG ukazují velmi čisté a přesné signály. Nicméně oproti smart textilním produktům jsou nepohodlné. Uživatel nosí po celém těle šest až deset drátů. Další nevýhodou je, že při delším použití mokřích elektrod v konvenčních produktech může dojít k podráždění pokožky nebo k vysušení gelu, což způsobí degradaci signálu. Smart textilní EKG produkty mají tu nevýhodu, že elektrody nejsou přímo upevněny na těle a signál může být také nepřesný. Z tohoto důvodu musí být zajištěno, aby byl oděv přímo upnutý na těle.

6.2 Pulsmetry

Zařízení, která měří tepovou frekvenci neboli pulsmetry, se používají nejen ve zdravotnictví, ale také ve sportu. Na trhu se vyskytuje mnoho variant konvenčních produktů ve formě sporttesterů či chytrých hodinek měřících srdeční tep. Většina sporttesterů používá hrudní pás, díky kterému je měření přesnější. Ceny těchto produktů se pohybují od 600 Kč a mohou přesahovat hranici 20 000 Kč.

6.2.1 Konvenční pulsmetry

Firma Polar nabízí různé varianty produktů, které nepřetržitě sledují tepovou frekvenci a poskytují přehled o tom, jak se tep mění během dne a noci. Hodinky od firmy Polar jsou založeny na technologii snímání tepové frekvence pomocí světelných signálů. LED dioda svítí na pokožku a fotodioda měří intenzitu světla odrážejícího se zpět. Dále Polar nabízí hrudní pás s elektrodami, který je připojený přes bluetooth k mobilnímu telefonu, kam zasílá záznamy signálů tepové frekvence. V tabulce 6.IV jsou vybrány některé produkty této značky [44].

Tab.6.VI Produkty značky Polar.

Produkt	Cena
Polar H10 (hrudní pás)	2.373 Kč
Polar A370 (hodinky)	5.277 Kč
Polar V800 (hodinky)	10.557 Kč

6.2.2 Smart textilní pulsmetry

- **Smart sportovní podprsenky a trika**

Kanadská společnost OMsignal přivedla na trh sportovní podprsenku s názvem OMbra, která má vestavěné biosenzory, zachycující tepovou frekvenci a dýchání [39]. Naměřená data jsou odeslána pomocí bluetooth do telefonu. Na obrázku 6.3 je zobrazen produkt OMbra [45].



Obr. 6.3 OMbra (převzato z [45]).

S touto myšlenkou přišla na trh i Německá firma Adidas, která nabízí bezešvou smart sportovní podprsenku s názvem Heart Rate Monitoring Smart Bra zobrazenou na obrázku 6.4. Produkt využívá technologii snímání tepové frekvence pomocí vláknových elektrod vpletených přímo do tkaniny. Díky bezešvé technologii a dvouvrstvé konstrukci je sníženo tření, které by mohlo zhoršit měření. Tento produkt lze prát v pračce. Měřič tepové frekvence není v ceně a je nutné jej zakoupit samostatně [46].



Obr. 6.4 Adidas Heart Rate Monitoring Smart Bra (převzato z [46]).

Na trhu se také objevují smart trika, která mají v sobě zabudovaný pulsmetr. Firma Adidas dále uvedla na triko Heart Rate Monitoring Techfit Shirt zobrazené na obrázku 6.5, se stejnou technologií jako smart podprsenka Adidas Heart Rate Monitoring Smart Bra [47]. Tabulka 6.V zobrazuje ceny produktů OMbra a Adidas.



Obr. 6.5 Heart Rate Monitoring Techfit Shirt (převzato z [47]).

Tab. 6.V Ceny smart oděvů s pulsmetry (převzato z [45]–[47]).

Produkt	Cena
OMbra	1.621 Kč
Adidas Heart Rate Monitoring Smart Bra	1.409 Kč
Heart Rate Monitoring Techfit Shirt	1.409 Kč

6.2.3 Porovnání pulsmetrů

Smart textilní pulsmetry mají velkou výhodu v tom, že senzory tepové frekvence jsou zabudované přímo v oděvu a oproti konvenčním hrudním popruhům neškrtí, nekloužou, nedřou a stále drží na svém místě. Výhoda textilních pulsmetrů oproti chytrým hodinkám měřícím tepovou frekvenci v zápěstí je taková, že tepová frekvence je snímána z hrudní oblasti, kde je signál lépe zaznamenanatelný a přesnější.

6.3 Pulzní oxymetry

Oxymetry se používají k měření okysličené krve. Senzor, který tento přístroj obsahuje, vyzařuje světlo dvou vlnových délek pronikající do tkáně. Oxymetr následně vyhodnocuje, kolik světla tkáň absorbovala při pulzní vlně [48].

6.3.1 Konvenční pulzní oxymetry

Běžně dostupné oxymetry se na trhu objevují ve více variantách. Například prstové, přenosné a zápěstíové, které jsou vhodné pro domácí měření a dále stolní oxymetry využívané spíše v ordinacích. Existují i prstové oxymetry, které jsou propojené pomocí bluetooth s mobilním telefonem. Ceny těchto přístrojů se pohybují od 190 Kč do 400.000 Kč. V následující tabulce 6.VI jsou vybrané některé přístroje volně dostupné na trhu.

Tab. 6.VI Konvenční oxymetry dostupné na trhu a jejich ceny (převzato z [49]).

Produkt	Cena
Prstový pulzní Oxymetr SHO3002	890 Kč
Zápěstíový pulzní oxymetr Prince - 100H	12.046 Kč
SenSmart Nonin X100 - 6kanálový oxymetr	379.698 Kč

6.3.2 Smart textilní pulzní oxymetry

- **Owlet - Smart Sock 2**

Firma Owlet přišla na trh s inteligentní ponožkou Smart Sock 2 určenou pro novorozence zobrazenou na obrázku 6.6.



Obr. 6.6 Owlet - Smart Sock 2 (převzato z [50]).

Smart Sock 2 sleduje srdeční frekvenci dítěte a hladiny kyslíku v krvi při spánku použitím zabudovaného pulzního oxymetru. Tyto informace jsou posílány do chytrého telefonu propojeného přes bluetooth se základnovou stanicí, která je navržena tak, aby uživatele upozornila, pokud by se srdeční frekvence nebo hladina kyslíku dítěte odlišovala od normálních hodnot. Předběžné výsledky testů přesnosti naznačují, že Owlet je na stejné úrovni s pulzními oxymetry používanými ve zdravotnictví [50]. Cena tohoto produktu je uvedena v tabulce 6.VII.

Tab. 6.VII Cena Owlet Smart Sock 2 (převzato z [50]).

Produkt	Cena
Smart Sock 2	7. 090,- Kč

- **Prototyp smart textilního oxymetru**

Švýcarští vědečtí pracovníci zveřejnili studii, která prokazuje, že optická vlákna mohou být tkaná nebo sešitá do textilií. Tým vytvořil rukavice, ve kterých se nachází pulzní oxymetr ve formě optických vláken integrovaných do textilu. Nositelná zařízení, jako je například tento pulzní oxymetr, nabízejí nepřetržité autonomní sledování důležitých zdravotních ukazatelů [51].

6.3.3 Porovnání pulzních oxymetrů

Jelikož je přesnost měření konvenčních a smart textilních produktů na stejné úrovni, hraje zde opět roli komfort. Smart textilní oxymetry jsou vyvíjené tak, aby zajistily maximální pohodlí a bezstarostné používání pro uživatele. Další výhodou je, že smart textilní oxymetry jsou přizpůsobené pro dlouhodobé používání, což pro konvenční přístroje neplatí.

6.4 Další smart textilní produkty

V následující podkapitole jsou vybrané smart textilní produkty, které jsou určeny i pro jiné účely než je monitorování životních funkcí.

6.4.1 Sensoria Fitness smart ponožky

Inteligentní ponožky jsou vybaveny třemi textilními tlakovými senzory – jeden v oblasti paty a dva na bříšku chodidla. Noha vytváří na ponožku tlak během sportovní aktivity či chůze. Zaznamenaná data se zašlou pomocí bluetooth na mobilní telefon. Uživatel díky tomuto systému může kontrolovat rozložení váhy v chodidle, styl své chůze či běhu [52].



Obr. 6.7 Sensoria Fitness smart ponožky (převzato z [52]).

6.4.2 ProGlove

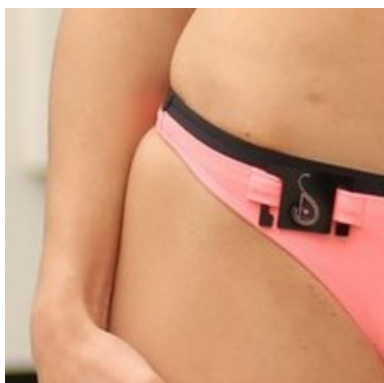
ProGlove je první smart rukavice vyvinutá pro průmysl, která obsahuje odnímatelný skener a tlačítko zabudované v místě ukazováčku. Pokud uživatel zmáčkne tlačítko, aktivuje skener, který načte požadovaný kód. Všechna data jsou bezkontaktně odesílána do sběrnice, která je přes USB propojena k počítači, ve kterém jsou data zaznamenána [53].



Obr. 6.8 ProGlove (převzato z [53]).

6.4.3 Spinali design smart plavky

Francouzská firma vyvinula inteligentní plavky zobrazené na obrázku 6.9, které jsou vybavené odnímatelným vodotěsným senzorem, jehož cílem je zabránit přílišnému pobytu na slunci. Princip spočívá v tom, že uživatel zadá svůj typ pokožky do mobilní aplikace a senzor nepřetržitě monitoruje teplotu v průběhu pobytu na slunci. Senzor vyše varovné upozornění, pokud je potřeba aplikovat další opalovací krém, nebo se schovat před sluncem do stínu [39].



Obr. 6.9 Spinali design smart plavky (převzato z [54]).

6.4.4 Athos

Athos jsou fitness smart triko a kraťasy, které měří aktivitu svalů, srdeční frekvenci a frekvenci dýchání. Tento oděv obsahuje 18 tkaných mikro-EMG senzorů (10 na horní, 8 na dolní části oděvu), které zjistí informace o aktivitě svalů a 4 senzory tepové frekvence. Data zaznamenaná ze cvičení jsou odeslána prostřednictvím bluetooth do telefonu. Aplikace v telefonu následně poskytuje náhled sledované svalové síly, srdeční frekvence a frekvence dýchání [39].



Obr. 6.10 Athos (převzato z [55]).

6.4.5 Edema Stocking

Edema Stocking je zařízení, které monitoruje a měří změny objemu nohou pacienta trpícího hromaděním tekutin nebo otoky v dolních končetinách. Tkanina punčochy je speciálně navržena a funguje jako klasická kompresní punčocha. Tenzometry zabudované do tohoto produktu měří každou změnu odporu. Při vzniku otoku dojde k napnutí vláken, a tím tedy ke změně odporu [56]. Naměřená data jsou bezdrátově přenášena na pokročilou mobilní aplikaci pro pacienty. Zaznamenávané údaje se dále automaticky odesílají z mobilního zařízení uživatele do nemocnice prostřednictvím e-mailu [57]. Díky stažení a ergonomickému tvaru punčochy je umístění senzorů stále ve stejné poloze, což zajišťuje přesné a spolehlivé údaje. Předběžné zkoušky byly tak úspěšné, že produkt je nyní k dispozici pro další vyhodnocení výzkumných pracovníků a technologických společností. Na obrázku 6.11 je zobrazen tento produkt [56].



Obr. 6.11 Edema Stocking (převzato z [57]).

6.4.6 Gerbing vyhříváné oblečení

Firma Gerbing nabízí vyhříváné oblečení vytvořené z topných panelů. Topné panely jsou ve formě odporových drátků vsítených do textilní výplně a jsou rozmístěny tak, aby docházelo k rovnoměrnému vyhřívání [58]. Dodání energie je zajištěno 7 nebo 12V akumulátorem, který se připojuje k oděvu [59]. Tato firma například nabízí vyhříváné rukavice, ponožky, kalhoty a pro produkty napájené 12 V regulátory teploty. Některé tyto produkty jsou zobrazené na obrázku 6.12. Jednotlivé díly oblečení se mohou propojit v jeden systém [58].



Obr. 6.12 Vyhříváné oblečení nabízené firmou Gerbing (převzato z [59]).

Závěr

Cílem předložené bakalářské práce bylo seznámit se s technologiemi smart textilií, s principem dlouhodobého měření EKG, následně zmapovat trh dostupných systémů pro dlouhodobé monitorování životních funkcí a tyto systémy a technologie porovnat.

Jak již bylo v této práci zmíněno, smart textilie by měly mít stejné vlastnosti jako obyčejné oblečení. Z tohoto důvodu se vodivé cesty v textilu vytvářejí textilními technologiemi (vyšíváním, tkaním, pletením), nebo se nanášejí pomocí technologie sítotisku. Bylo zjištěno, že sítotisk má výhodu oproti textilním technologiím v tom, že při vytváření vodivých cest nemusí respektovat konstrukci tkaniny. Naopak, jeho nevýhodou je, že při častém praní může dojít k úplnému přerušení vodivých cest. Další zkoumanou technologií bylo vyšívání, při jehož použití je umožněno výhodně vytvářet vodivé cesty na více vrstvách různých druhů tkaniny. Díky vyšívacím strojům je vhodné tuto techniku využít pro hromadnou výrobu. Vyšívání má však tu nevýhodu, že vytvořená spojení jsou oproti ostatním textilním technikám méně vodivá a často selhávají. Tkaní je výhodné ve vytvoření komplexní sítě, která může mít více vrstev a prostor pro uložení elektronických součástí. U této technologie může nastat problém s přílišným mechanickým namáháním, při kterém může dojít k porušení vodivého spojení. Přednostmi pletených textilií jsou pružnost, nízká cena a jednoduchá výrobní technologie. Ze zkoumaných technologií nelze určit nejvýhodnější, záleží na způsobu využití systému. Tyto technologie se při výrobě smart textilií mohou kombinovat.

Uvedené technologie mohou být použity pro výrobu textilních aplikací a následně komplexních smart textilních systémů, které dlouhodobě monitorují životní funkce uživatele. Těmto systémům je věnována poslední část předložené práce, ve které byly systémy zkoumány dle dostupnosti na trhu a porovnány s konvenčními produkty používanými ke stejnému účelu. Bylo zjištěno, že konvenční systémy monitorující EKG poskytují kvalitnější výstupní informace, ale nejsou zcela vhodné pro dlouhodobé snímání. Důvodem je použití nepolarizovatelných elektrod, které při delším aplikování mohou podráždit pokožku nebo vyschnout, a tím může dojít ke zhoršení kvality výsledného signálu. Naopak smart textilní produkty jako je uvedené triko Hexoskin monitorující EKG či pyžamo pro novorozence Exmobaby, vynikají svým komfortním použitím a možností

sledování životních funkcí uživatele v delším čase. Jejich nevýhodou může být, že elektrody nejsou přímo upevněny na těle, což může způsobit pohyb těchto součástek, a tím zhoršení kvality signálu. Z tohoto důvodu musí být zajištěno, aby byl oděv v přímém kontaktu s pokožkou. Dále byly porovnávány pulsmetry sledující tepovou frekvenci. Na trhu se vykytují také smart textilní trika a sportovní podprsenky. Tyto produkty mají výhodu v tom, že pulsmetry jsou zabudované přímo v oděvu. Pulsmetry měří tepovou frekvenci v blízkosti zdroje (srdce), na rozdíl od konvenčních produktů, které měří pulz v oblasti zápěstí. Existují však hrudní pásy, které mají stejné klady jako smart textilní produkty, ty ale mohou sklouzávat, škrtit a dřít. Následně se v této práci nachází porovnání pulzních oxymetrů. Bylo zjištěno, že kvalita naměřeného signálu konvenčními i smart textilními systémy je přibližně na stejné úrovni. Uvedený smart textilní oxymetr pro novorozence Owlet lze oproti klasickým oxymetrům použít k dlouhodobému monitorování a má opět velkou výhodu v pohodlném nošení.

Smart textilní systémy mají v současné době několik nedostatků, ale díky intenzivnímu vývoji a zdokonalování těchto technologií můžeme v blízké budoucnosti očekávat velký rozmach těchto produktů, které nám usnadní různé aspekty každodenního žití, ale hlavně díky svým funkcím zachrání mnoho lidských životů.

Seznam literatury a informačních zdrojů

- [1] L. Van Langenhove, *Smart Textiles for Medicine and Healthcare, Materials, systems and applications*. Cambridge, England: Woodhead.
- [2] V. Mečnika Ms.sc, M. Hoerr Dipl.-Ing, a A. Schwarz Dr.sc.ing, „Smart textiles for healthcare: applications and technologies“, <http://llufb.llu.lv/>, 02-srp-2014. .
- [3] M. Stoppa a A. Chiolerio, „Wearable Electronics and Smart Textiles: A Critical Review“, *Sensors*, roč. 14, č. 7, s. 1–36, čvc. 2014.
- [4] T. Xiaoming, Ed., *Handbook of Smart Textiles*, roč. 2015. Springer Science+Business Media Singapore.
- [5] Md.Syduzzaman, S. U. Patwary, K. Farhana, a S. Ahmed, „Smart Textiles and Nano-Technology: A General Overview“, *J. Text. Sci. Eng.*, úno. 2015.
- [6] H. D. Henock, „Literature over view of Smart textiles“. University of Borås Swedish School of Textiles, čer-2010.
- [7] Loomia, „Tale 2 — A History of Smart Fabric“, *Loomia*, 27-dub-2016. .
- [8] „A brief history of intelligent clothing“. [Online]. Dostupné z: <http://pulse.edf.com/en/une-breve-histoire-des-vetements-intelligents>. [Viděno: 07-bře-2017].
- [9] „Skafandr: Vesmírné brnění v ceně až dvanácti milionů dolarů“, *Tajemství vesmíru*, 02-zář-2014. [Online]. Dostupné z: <http://vesmir.stoplusjednicka.cz/renesance-dobývání-vesmíru-si-zada-lepsi-skafandry>. [Viděno: 06-kvě-2017].
- [10] „Věda a technika v pozadí Skafandr | Eduportál Techmania“. [Online]. Dostupné z: <http://edu.techmania.cz/cs/veda-v-pozadi/699>. [Viděno: 06-kvě-2017].
- [11] „NASA - Extravehicular Activity Radiation Monitoring (EVARM) fact sheet (10/01)“. [Online]. Dostupné z: <https://www.nasa.gov/centers/marshall/news/background/facts/evarm.html>. [Viděno: 06-kvě-2017].
- [12] „Georgia Tech Wearable Motherboard“. [Online]. Dostupné z: <http://www.gtwm.gatech.edu/>. [Viděno: 08-kvě-2017].
- [13] „The ICD+ jacket: Slip into my office, please“, *The Independent*, 04-zář-2000. [Online]. Dostupné z: <http://www.independent.co.uk/news/business/analysis-and-features/the-icd-jacket-slip-into-my-office-please-694074.html>. [Viděno: 16-dub-2017].
- [14] R. Čihák, *Anatomie 2*, roč. 2009. Praha: Grada Publishing.
- [15] www.Meditorial.cz, „Kardiochirurgie.cz“, 2009. [Online]. Dostupné z: <http://www.kardiochirurgie.cz/anatomie>. [Viděno: 23-dub-2017].
- [16] P. Haman, *ZÁKLADY KLINICKÉ ELEKTROKADRIOGRAFIE*, roč. 1993. Praha: MEDPRINT.
- [17] S. Silbernagl a F. Lang, *ATLAS PATOFYZIOLOGIE*, roč. 2012. Praha: Grada Publishing.
- [18] P. J. Xu, H. Zhang, a X. M. Tao, „Textile-structured electrodes for electrocardiogram“. The textile institute, 15-pro-2008.

- [19] „Elektrokardiografie – WikiSkripta". [Online]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>. [Viděno: 23-dub-2017].
- [20] „15. 12-Lead ECG System". [Online]. Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>. [Viděno: 23-dub-2017].
- [21] „Smart Nanotextiles: Materials and Their Application". .
- [22] J. Borneman, „E-Textiles For Wearability: Review Of Integration Technologies | Textile World". .
- [23] R. B. Katragadda a Y. Xu, „A novel intelligent textile technology based on silicon flexible skins". 14-srp-2007.
- [24] Y. Kim, H. Kim, a H.-J. Yoo, „Electrical Characterization of Screen-Printed Circuits on the Fabric". .
- [25] U. Moehring, S. Gimpel, A. Neudeck, W. Scheibner, a D. Zschenderlein, „Conductive, sensorial and luminescent features in textile structures", in *3rd International Forum on Applied Wearable Computing 2006*, 2006, s. 1–6.
- [26] Denninger a Giese, *Textil- und Modelexikon*, roč. 2006. Frankfurt/Main: Deutscher Fachverlag.
- [27] A. Tsolis, W. G. Whittow, A. A. Alexandridis, a J. C. Vardaxoglou, „Embroidery and Related Manufacturing Techniques for Wearable Antennas: Challenges and Opportunities", *Electronics*, roč. 3, č. 2, s. 314–338, kvě. 2014.
- [28] „Fundamentals of fabrics part 1 – Nuance – sewing patterns". .
- [29] M. Pacelli, G. Loriga, N. Taccini, a R. Paradiso, „Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables: E-textile solutions", in *2006 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, 2006, s. 1–4.
- [30] Van Langenhov, „Smart clothing: a new life", *Int. J. Cloth. Sci. Technol.*, úno. 2004.
- [31] T.-H. Kang *et al.*, „Sensors on Textile Substrates for Home-Based Healthcare Monitoring", in *1st Transdisciplinary Conference on Distributed Diagnosis and Home Healthcare, 2006. D2H2.*, 2006, s. 5–7.
- [32] H. R. Koo *et al.*, „The Effect of Textile-Based Inductive Coil Sensor Positions for Heart Rate Monitoring", *J. Med. Syst.*, roč. 38, č. 2, s. 2, úno. 2014.
- [33] B. Taji, S. Shirmohammadi, S. Member, V. Groza, a I. Batkin, „Impact of Skin–Electrode Interface on Electrocardiogram Measurements Using Conductive Textile Electrodes", *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, roč. 2014, č. 63, čer. 2014.
- [34] Jung-Sim Roh, Yong-Seung Chi, a Tae Jin Kang, „Wearable textile antennas", *Int. J. Fash. Des. Technol. Educ.*, Listopad 2010.
- [35] J. Yoo, L. Yan, S. Lee, H. Kim, a H. J. Yoo, „A Wearable ECG Acquisition System With Compact Planar-Fashionable Circuit Board-Based Shirt", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, roč. 13, č. 6, s. 897–902, lis. 2009.
- [36] „EKG Cardioline EKG 200 [80609570] - 66.296Kč : Medicínská technika CZ, Široký výběr zdravotnické techniky a příslušenství". [Online]. Dostupné z: http://www.medicinskatechnika.cz/ekg-cardioline-ekg-200-p-749.html?gclid=CjwKEAjwgZrJBRDS38GH1Kv_vGYSJAD8j4Dft2rJ6yapnDoWm7J7BH2sndO8yJ-xqgwgTfkwCVkF7xoCJXzw_wcB. [Viděno: 25-kvě-2017].

- [37] „Holterovo ambulantní monitorování EKG (Holter EKG)", *Vitalion.cz*. [Online]. Dostupné z: <http://vysetreni.vitalion.cz/holter-ekg/>. [Viděno: 25-kvě-2017].
- [38] „Holtry | Medihum". [Online]. Dostupné z: <http://www.medihum.cz/1-ekg-pristroje/2-holtre?page=1>. [Viděno: 25-kvě-2017].
- [39] „The best smart clothing: From biometric shirts to contactless payment jackets", *Wearable*. [Online]. Dostupné z: <https://www.wearable.com/smart-clothing/best-smart-clothing>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [40] „Hexoskin Smart Shirts - Cardiac, Respiratory, Sleep & Activity Metrics". [Online]. Dostupné z: <https://www.hexoskin.com/>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [41] E. H. Inc, „With an Eye to New Moms, Exmovere Unveils Biosensor Pajamas for Babies", *GlobeNewswire News Room*, 27-srp-2010. [Online]. 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>. [Viděno: 25-kvě-2017].
- [42] „Exmobaby sensor suit monitors your baby, predicts behavior and emotions", *Geek.com*, 05-bře-2012. .
- [43] Anna Boehm, Xinchu Yu, Wilko Neu, Steffen Leonhard, a Daniel Teichmann, „A Novel 12-Lead ECG T-Shirt with Active Electrodes", *Philips Chair Med. Inf. Technol.*
- [44] „Heart Rate Monitors, activity trackers and bike computers | Polar Global". [Online]. Dostupné z: <https://www.polar.com/en>. [Viděno: 02-čer-2017].
- [45] „OMbra - The ultimate running bra that just happens to be smart – OMSignal". [Online]. Dostupné z: <https://omsignal.com/>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [46] „Amazon.com: adidas Heart Rate Monitoring Smart Bra - seamless: Sports & Outdoors". [Online]. Dostupné z: https://www.amazon.com/adidas-miCoach-Seamless-Monitoring-Medium/dp/B018RIB7TO/ref=sr_1_1?ie=UTF8&qid=1480689490&sr=8-1&keywords=heart+rate+sensing+bra. [Viděno: 03-čer-2017].
- [47] „Amazon.com : adidas Men's Heart Rate Monitoring Techfit Shirt : Sports & Outdoors". [Online]. Dostupné z: <https://www.amazon.com/adidas-Heart-Monitoring-Techfit-Shirt/dp/B01BY2TVXY>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [48] „Oxymetr | pulzní oxymetry prstové, přenosné, zápěstíové, stolní ..." [Online]. Dostupné z: <http://www.oxymetr.cz/>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [49] „OXYMETR PULSNÍ - Vyhledávání na Heureka.cz", *Heureka.cz*. [Online]. Dostupné z: <https://www.heureka.cz/?h%5Bfraz%5D=OXYMETR+PULSN%C3%8D&m=f&min=&max=&o=3>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [50] „Owlet Smart Sock & Baby Care | Track Heart Rate & Oxygen Levels". [Online]. Dostupné z: <http://www.owletcare.com/>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [51] Gilsoo Cho a Boca Raton, *Smart clothing – technology and applications*, roč. 2010. CRC Press, Taylor and Francis Group, 2011.
- [52] „Amazon.com : Sensoria Fitness Socks and Anklet, Medium : Amazon Launchpad". [Online]. Dostupné z: <https://www.amazon.com/Sensoria-Fitness-Socks-and->

- Anklet/dp/B019FYO8G8/ref=pd_sbs_200_3?_encoding=UTF8&pd_rd_i=B01BLOU490&pd_rd_r=RHVSVF9E0JQAWGQWMA09&pd_rd_w=s9yzy&pd_rd_wg=0N09Y&refRID=RHVSVF9E0JQAWGQWMA09&th=1. [Viděno: 03-čer-2017].
- [53] „ProGlove - 1st smart glove for industries", *ProGlove*. [Online]. Dostupné z: <http://www.proglove.de/>. [Viděno: 03-čer-2017].
- [54] „Smart bikinis, smart dresses & smart swimsuit – Spinali Design". [Online]. Dostupné z: <https://www.spinali-design.com/>. [Viděno: 04-čer-2017].
- [55] „Athos Wearable Fitness Technology", *Busted Wallet*, 17-úno-2016. .
- [56] „Edema". [Online]. Dostupné z: <http://www.edema.dk/>. [Viděno: 06-čer-2017].
- [57] „Ohmatex", *Ohmatex*. [Online]. Dostupné z: <https://www.ohmatex.dk/>. [Viděno: 06-čer-2017].
- [58] „Gerbing.CZ - Elektricky vyhřívané oblečení". [Online]. Dostupné z: <http://www.gerbing.cz/show.php?show=124>. [Viděno: 06-čer-2017].
- [59] „About Gerbing-Heated Clothing". [Online]. Dostupné z: <https://gerbing.co.uk/eu/about-gerbing-heated-clothing>. [Viděno: 06-čer-2017].