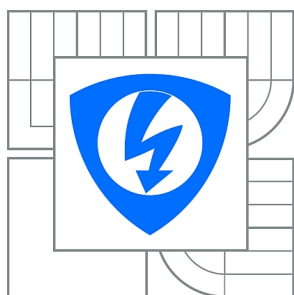


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MODUL PRO ZÁZNAM ELEKTRODERMÁLNÍ AKTIVITY

MODULE FOR ELECTRODERMAL ACTIVITY RECORDING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

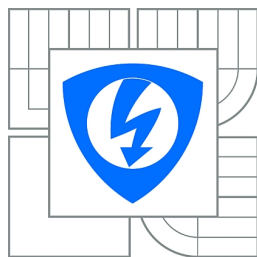
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

TOMÁŠ VIČAR

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. KAREL BUBNÍK

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Tomáš Vičar

ID: 147472

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Modul pro záznam elektrodermální aktivity

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Na základě vlastností kůže navrhnete postup měření elektrodermální aktivity (EDA). 2) Navrhnete modul pro měření EDA, který bude možné připojit přes některý ze standardních portů PC. 3) Realizujte navržený modul pro měření EDA. 4) Navrhnete jednoduchou aplikaci tak, aby zobrazovala v reálném čase data změřená modulem a umožňovala archivaci. 5) Porovnejte zobrazená data s daty, které jsou naměřené systémem Biopac.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] BOUCSEIN, W. Electrodermal Activity: Methods of Elektrodermal Recording, New York: Springer, 2012.

[2] BURKHARD, K. USB - měření, řízení a regulace pomocí sběrnice USB, Praha: BEN, 2003

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Karel Bubník

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato práce popisuje elektrodermální aktivitu (EDA) a její vznik na základě vlastností kůže a termoregulace organismu. EDA je signál mající úzký vztah k psychofyziologii a můžeme jeho pomocí vyhodnocovat nejrůznější emoční, motorické a pozornostní vlivy na lidský organismus. Práce dále rozebírá možnosti snímání kožního potenciálu a vodivosti a popisuje konstrukci zařízení schopného tyto signály měřit a ukládat v počítači.

KLÍČOVÁ SLOVA

Termoregulace, elektrodermální aktivita, kožní potenciál, kožní vodivost, USB, PIC18F2550

ABSTRACT

This thesis describes electrodermal activity (EDA) and its origin based on the properties of the skin and thermoregulation of body. EDA is a signal having a close relationship to psychophysiology and its help we can evaluate a variety of emotional, motoric and attentional effects on the human organism. The thesis also discusses the possibility of sensing skin potential and conductance and how to construct a module for its scanning and uploading to computer.

KEYWORDS

Thermoregulation, electrodermal activity, skin potential, skin conductance, USB, PIC18F2550

VIČAR, Tomáš *Modul pro záznam elektrodermální aktivity*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 46 s. Vedoucí práce byl Ing. Karel Bubník

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Modul pro záznam elektrodermální aktivity jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu semestrálního projektu Ing. Karlu Bubníkovi za účinnou, metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	1
1 Kůže a pocení	2
1.1 Anatomie kůže	2
1.1.1 Epidermis	3
1.1.2 Dermis	3
1.1.3 Hipodermis	3
1.2 Termoregulace	3
1.2.1 Tvorba a výdej tepla	4
1.2.2 Pocení	4
1.3 Potní žlázy	4
1.3.1 Apokrinní	4
1.3.2 Ekrinní	5
1.4 Řízení potních žláz	5
2 Elektrodermální aktivita (EDA)	7
2.1 Historie	7
2.2 Terminologie	7
2.2.1 Kožní vodivost	8
2.2.2 Kožní odpor	8
2.2.3 Kožní potenciál	8
2.3 Vznik EDA	9
2.3.1 Vznik odporu a vodivosti	9
2.3.2 Vznik potenciálu	10
2.4 Analýza signálu	11
2.5 Elektrody pro snímání EDA	11
2.5.1 Polarizace a impedance elektrod, půlčlankové napětí	11
2.5.2 Umístění	12
2.5.3 Typ elektrod	13
3 Analýza a návrh implementace	14
3.1 Měřená veličina	14
3.2 USB	14
3.2.1 Základní vlastnosti	14
3.2.2 Možnosti komunikace s USB	15
3.3 Mikrokontrolér	16
3.4 Zesilovače	17

3.4.1	Přístrojový zesilovač	17
3.5	Filtrace	18
3.6	Analogově-digitální převodník	18
3.7	Bezpečnostní požadavky	18
3.7.1	Normální podmínky a stav jedné závady	19
3.7.2	Požadavky	19
3.7.3	Galvanické oddělení	20
3.8	Napájení	21
3.9	Návrh zapojení	21
4	Realizace	23
4.1	Programování mikrokontroléru	23
4.1.1	Realizace programátoru	23
4.1.2	Programovací software	23
4.2	Tvorba firmwaru	24
4.2.1	Integrované vývojové prostředí pro firmware	24
4.2.2	Struktura firmwaru	24
4.2.3	USB komunikační protokol	24
4.3	PC software	25
4.3.1	Delphi	25
4.4	Hardwarová realizace modulu	26
4.4.1	Zapojení mikrokontroléru	26
4.4.2	Napájení	27
4.4.3	Zapojení zesilovačů	28
4.5	Měření vodivosti	29
4.5.1	Můstkové zapojení	30
4.5.2	Zapojení děliče	30
4.6	Zhodnocení zařízení a analýza signálu	33
4.6.1	Hodnocení modulu	33
4.6.2	Filtrace signálu	33
4.6.3	Stimulace štípnutím a hlubokým nádechem	35
4.6.4	Odezva na lež	37
4.6.5	Porovnání se signálem ze systému Biopac	37
5	Závěr	39
	Literatura	40
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	42

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Vrstvy kůže [7]	2
1.2	Inervace potních žláz [5]	5
2.1	Ukázky odezvy SP [6]	9
2.2	Vznik Odporu [6]	9
2.3	Vznik potenciálu [6]	11
2.4	Zkoumané parametry signálu EDA [6]	12
2.5	Umístění elektrod [7]	13
3.1	Druhy USB konektorů [12]	15
3.2	Pinout mikrokontroléru PIC18F2550[14]	16
3.3	Schéma přístrojového zesilovače INA333[16]	17
3.4	Galvanické oddělení v analogové části [20]	20
3.5	Galvanické oddělení v digitalizovaná části [20]	20
3.6	Blokové schéma modulu pro snímání EDA	22
4.1	Schéma JDM programátoru [23]	23
4.2	Vyvojový diagram firmwaru	25
4.3	Uživatelské rozhraní	26
4.4	Schéma zapojení mikrokontroléru	27
4.5	Schéma napájecího obvodu	28
4.6	Schéma zapojení zesilovačů [16]	29
4.7	Schéma zapojení můstku	31
4.8	Schéma zapojení děliče	31
4.9	Závislost výstupního napětí děliče na odporu pacienta	32
4.10	Ukázka připojení modulu při měření kožního potenciálu	34
4.11	Ukázka spektra původního signálu kožního potenciálu	34
4.12	Ukázka online filtrace záznamu kožního potenciálu v zapisovacím programu – bez filtrace, s FIR filtrem, s FIR i průměrovacím filtrem	35
4.13	Záznam kožního potenciálu a vodivosti při stimulaci štípnutím a hlubokým nádechem	36
4.14	Porovnání kožní vodivosti ze systému Biopac a konstruovaného modulu	37

ÚVOD

Hlavním cílem této práce je popsat vlastnosti kůže a potních žláz, pochopit tak vznik elektrodermální aktivity (EDA – Electrodermal Activity), najít vhodný způsob jejího záznamu do PC a takové zařízení zkonstruovat.

Termín EDA se používá jako souhrnný název pro všechny elektrické fenomény kůže – tedy odpor, vodivost a potenciál. Na vzniku signálu se největší mírou podílejí potní žlázy, ať už zvýšením vodivosti, nebo změnami napětí vlivem přesunu v potu obsažených iontů. Tento biosignál má úzký vztah k psychickému stavu jedince, můžeme jím zkoumat nejrůznější emoční reakce a vlivy pozornosti nebo motorických funkcí. Signál je tedy v psychofyziologii ekvivalentem komplikovaně měřitelného EEG a může být i součástí nechvalně proslulého detektoru lži.

Cílem zařízení je snímat kožní potenciál nebo vodivost a přenést tento signál do počítače prostřednictvím některého ze standardních portů. Je tedy potřeba vyřešit zesílení signálu, jeho digitalizaci a následnou komunikaci prostřednictvím sběrnice USB. Dále je třeba vyřešit napájení přístroje a galvanické oddělení jeho vstupní části pro bezpečnost měřené osoby.

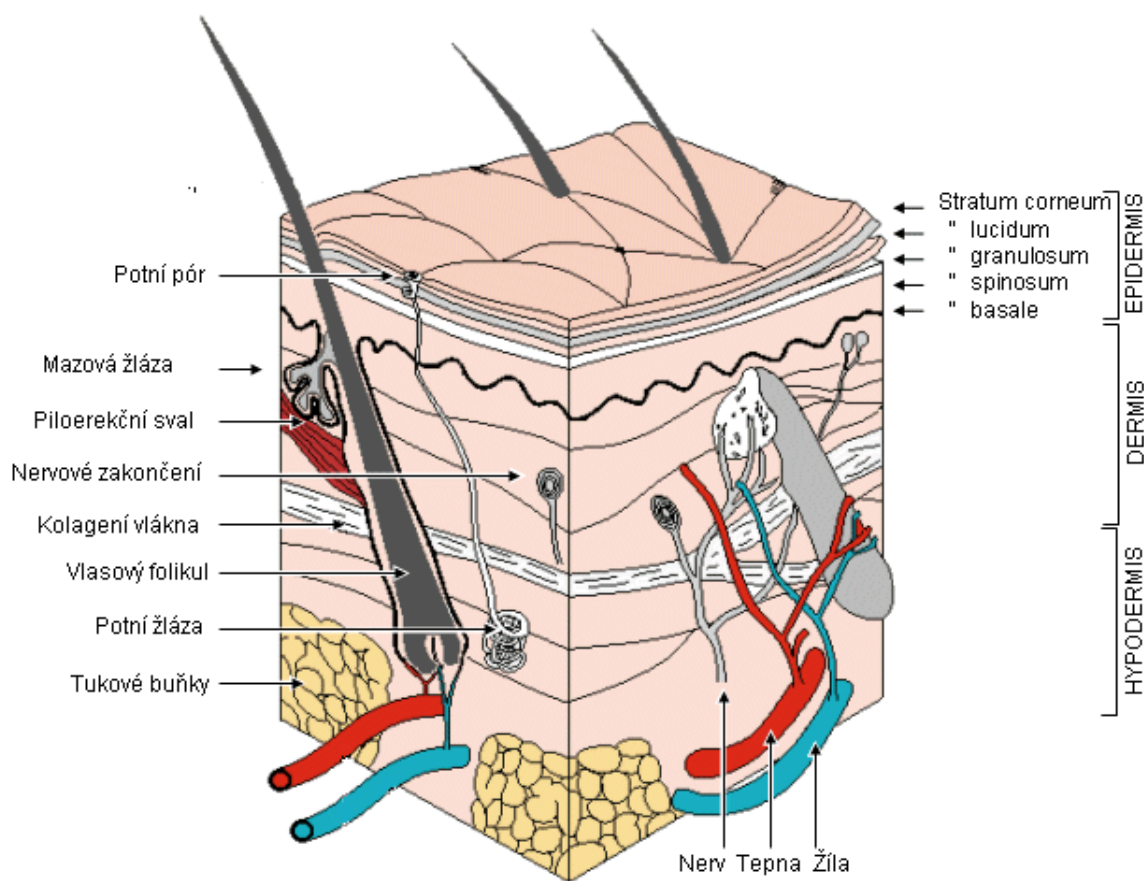
Dále je nutné vytvořit aplikaci, která by byla schopná v reálném čase zobrazovat měřená data s možností tato data uložit pro další zpracování a archivaci. Následně pro ověření správnosti měření a funkce přístroje provést srovnávací měření se systémem Biopac.

1 KŮŽE A POCENÍ

Kůže zaujímá průměrně plochu 1,5 - 2 m². Její tloušťka se na různých částech těla pohybuje od 0,5 mm (oční víčka) do 5 mm (záda). S hmotností zhruba 10 % lidského těla je jeho největším orgánem a zaujímá mnoho funkcí, z nichž nejdůležitější je ochrana organismu před vnějším prostředím. Z hlediska EDA mají největší význam vrstvy kůže a potní žlázy.

1.1 Anatomie kůže

Na obrázku 1.1 vidíme, že kůže se skládá ze tří základních vrstev: epidermis (pokožka), dermis (škára, korium) a hypodermis (tela subcutanea, podkožní tkáň). [1]



Obr. 1.1: Vrstvy kůže [7]

1.1.1 Epidermis

Epidermis je nejtenčí 0,3 - 1,5 mm tenká povrchová vrstva, která se dále směrem k povrchu dělí na vrstvy:

- základní (stratum basale)
- ostnitá (stratum spinosum)
- zrnitá (stratum granulosum)
- světlá (stratum lucidum)
- rohová (stratum corneum)

Jejími základními buňkami jsou keratinocyty, které průměrně 28 dní vystupují od základní vrstvy a postupně rohovatí v ploché bezjaderné korneocyty. Epidermis není cévně zásobena a buňky jsou vyživovány difusí. [1]

1.1.2 Dermis

Základní buňky - fibroblasty zde vytváří vazivová vlákna, jejichž okolí je dále vyplněno extracelulární matrix, která se chová jako porézní gel spojující ostatní struktury. Na rozdíl od difuzí vyživované epidermis, je cévně zásobena. Tyto cévy mají schopnost vazokonstrikce, a velikostí prokrvení napomáhají termoregulaci. Kromě cév se zde nacházejí potní žlázy, vlasové folikuly a nervová zakončení. [1]

1.1.3 Hipodermis

Podkožní tkáň je tvořena sítí kolagenního vaziva, ve které se nachází tukové buňky. Množství tukových buňek se může značně lišit dle výživy a lokalizace na těle. Na některých místech se vytváří tukové polštáře (panniculus adiposus). [1]

1.2 Termoregulace

Lidské tělo si za normálních podmínek udržuje konstantní teplotu 35,8 - 37 °C. Udržování optimální teploty je velmi důležité, protože jsou na ní závislé všechny biochemické pochody. Pokud se vlivem zatížení nebo vnějších podmínek teplota změní mimo hranice tepelné pohody, tak nastoupí termoregulace. Teplotu organismu řídí za pomoci reflexů hypotalamus, který vyhodnocuje informace z termoreceptorů umístěných na kůži. Pro chlad má lidské tělo asi 250 tisíc termoreceptorů a pro teplo 30 tisíc.

Z hlediska termoregulace se tělo skládá z jádra a slupky. Jádro je hlavním producentem tepla (70 % při bazálním metabolismu), má teplotu 35,0 - 37,3 °C a je tvořeno orgány s vysokou látkovou přeměnou, tedy vnitřními orgány krajiny hrudní, břišní, lebeční a nejproximálněji uloženými částmi končetin. Slupku tvoří

kůže, podkoží, tuková vrstva v podkoží a končetiny. Slupka má na rozdíl od jádra nižší a velmi proměnlivou teplotu vlivem okolí. [2]

1.2.1 Tvorba a výdej tepla

Pro udržení homeostatické teploty je třeba, aby byla tvorba a výdej tepla v rovnováze. Tvorba tepla organismu probíhá při svalové práci, zpracovávání potravy a dalších životně důležitých pochodech bazálního metabolismu a to hlavně jako přebytková energie v biochemických reakcích. Hlavním zdrojem tepla jsou pak játra a svaly, kde u svalů značně stoupá při zátěži.

Naopak výdej tepla probíhá vyzařováním, vedením do okolí, odpařováním vody na kůži a v dýchacích cestách a částečně také odchodem močí a stolicí. Množství odvodu tepla může organismus zvyšovat pomocí vazodilatace kožních cév, pocením, intenzivnějším dýcháním a naopak snižovat kožní vazokonstrikcí a zježením chlupů (piloerekce). Organismus může také zvýšit tvorbu tepla pomocí svalového třesu. [2]

1.2.2 Pocení

Při teplotě okolí vyšší, než je teplota těla, je odpařování jediný způsob tepelného výdeje. Pocení (evaporace) má nejvýznamnější podíl na termoregulaci při fyzické zátěži, kde může činit až 80 % tepelných ztrát. Toto významné zvýšení aktivity potních žláz je zajištěno hormonem adrenalinem. V klidu činí pocení pouze 10 % tepelných ztrát a řízení probíhá sympatickými nervovými vlákny. Pot je tvořen v potních žlázách filtrací krevní plazmy a má s ní tedy velmi podobné složení. Pot tvoří z největší části voda a dále obsahuje ionty (Na^+ , K^+ a Cl^-), kyselinu mléčnou a močovinu. [2]

1.3 Potní žlázy

Potní žlázy spadají společně s vlasy, nehty a mazovými žlázami mezi kožní adnexa, ovšem ostatní adnexa nejsou vzhledem ke své lokalizaci pro tuto práci důležité. Potní žlázy dělíme na ekrinní a apokrinní.

1.3.1 Apokrinní

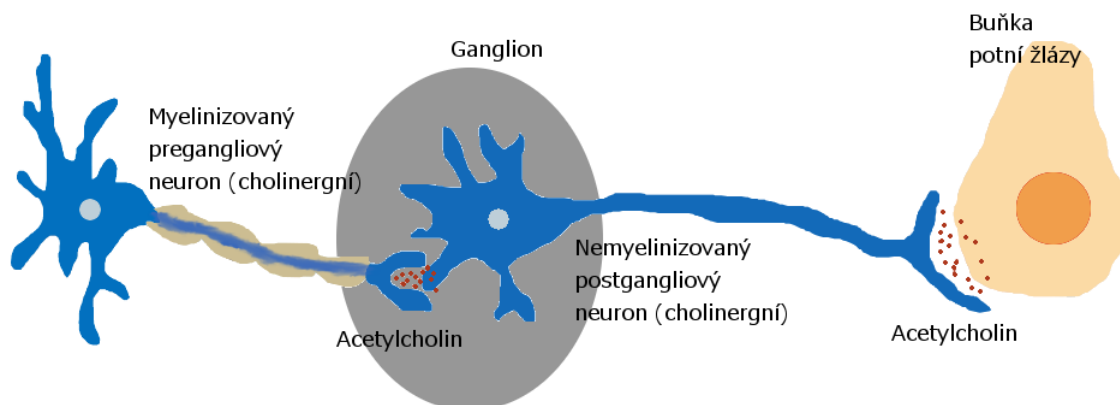
Potní žlázy apokrinní se nacházejí v oblasti podpaží a genitálií. Vylučují do vlasového folikulu viskózní sekret, bohatý na lipidy a jejich aktivace probíhá v období puberty. Vzhledem ke své lokalizaci také nejsou pro měření EDA důležité.

1.3.2 Ekrinní

Na zbytku těla se nacházejí žlázy ekrinní. V dermis uložená sekreční klubička jsou obklopena myoepitelovými buňkami a odtud vede kanálek na povrch epidermu. Myoepitelové buňky zajišťují vypuzení potu.

Počet potních žláz se pohybuje kolem 2 až 5 milionů. Nejvíce se jich nachází na dlaních a chodidlech. Zde je jich velké množství, protože mají za úkol zvlhčováním kůže zabránit odlupování a rohovatění, čímž zajišťovat dobrou hmatovou citlivost. Vylučováním potu, který se následně odpařuje, napomáhají potní žlázy termoregulaci. Významným faktem je, že množství vylučovaného potu není závislé pouze na teplotě organismu, ale také na jeho psychickém stavu. [3]

1.4 Řízení potních žláz



Obr. 1.2: Inervace potních žláz [5]

Potní žlázy jsou řízeny dvěma systémy – hormonálně a nervově. Hormonální řízení probíhá především vlivem zátěže a zajišťuje jej adrenalin. Potní žlázy jsou inervovány sympatickými cholinergními nervovými vlákny. Cholinergní inervace (neurotransmitter acetylcholin) je zde výjimkou, protože u sympatiku jsou ostatní postgangliové synapse adrenergní (neurotransmitter noradrenalin), existuje však i několik adrenergních vláken na dlaních a chodidlech, velmi však převažuje účinek cholinergní. Pregangliové neurony jsou pak u vegetativního nervstva vždy adrenergní. Vlastní nervová dráha (obrázek 1.2) tedy vychází z míchy do sympatického ganglia kde se acetylcholynem synapticky přenesou a odtud se vede dále postgangliovým neuronem k potní žláze. Buňky potní žlázy jsou opět aktivovány pomocí neurotransmiteru – acetylcholinu. Ty mohou zvýšit množství vylučovaného potu dvěma způsoby a to zvýšením samotné produkce a aktivitou myoepitelových svalů. Stejnou inervaci pak mají i pilomotorické svaly a cévy pro vazodilataci. [2] Termoregulační

sympatické řízení zde může velmi dobře probíhat bez ovlivnění ostatních sympaticky inervovaných orgánů a dokonce jsou zde místní reflexy, které mohou zajistit pocení a vazodilataci pouze v malé oblasti kůže. [4]

Aktivita sympatiku je řízena v různých částech mozku, proto je řízení potních žláz velmi komplikované. Bylo zjištěno několik nezávislých regulačních okruhů – v kontralaterální kortikální oblasti a jádrech bazálních ganglií, v limbickém systému a hypotalamu, v retikulární formaci a mozkovém kmenu. Proto může být aktivita potních žláz spojena s nejrůznějšími psychofyzilogickými stavy různých úrovní jako například pozornost, motorické funkce či emoce. [4] Aktivita potních žláz na dlaních a chodidlech reaguje jen na velmi vysoké teploty a naopak hodně reaguje na podněty emocionální a při stresu se objevuje paradoxně společně s vazokonstrikcí. [6]

2 ELEKTRODERMÁLNÍ AKTIVITA (EDA)

Snímání aktivity kůže je jedním z nejpoužívanějších signálů psychofyziologie. Jeho výhodou je například proti elektroencefalografii technická nenáročnost, snadná aplikace (i v terénních podmínkách) a přitom dobrá senzitivita k psychickým stavům. I přes četnost užití ve výzkumu i klinických aplikacích není tento jev plně pochopen. [6]

2.1 Historie

Objev vlivu fyzických a psychických stavů na elektrickou aktivitu kůže nastal u dvou vědců nezávisle na sobě. První z nich, francouzský neurolog Charles Féré (1888), využil při měření vnější stejnosměrný proud aplikovaný mezi dvěma místy na kůži a snímal tedy kožní odpor. Druhým vědcem byl ruský fyziolog Tachograff (1890), který nevyužil vnější zdroj, ale pouze snímal rozdíl potenciálů z povrchu kůže. Obě jejich metody se pak vyvinuly v základní postupy snímání tohoto jevu. [3] [6]

2.2 Terminologie

Tab. 2.1: Zkratky pro elektrodermální veličiny

	Potenciál (Potential)	Vodivost (Conductance)	Odpor (Resistance)
Úroveň (Level)	SPL	SCL	SRL
Odezva (Response)	SPR	SCR	SRR

EDA poprvé představili Johnson a Lubin (1966) jako název pro všechny elektrické fenomény kůže, tedy jak aktivní tak pasivní. Snímání aktivity bez využití vnějšího proudu nazýváme endosomatické, protože snímáme kožní potenciál (SP – Skin Potential) vzniklý v kůži samotné. Správně by se jednalo o napětí (rozdíl potenciálů), ale v biofyzice se ustálilo špatné označení. Pokud při měření využijeme vnější proud, nazýváme ho měřením exosomatickým. Můžeme využít proud střídavý nebo stejnosměrný. Mnohem častější je využití stejnosměrného proudu, kde se zavádí název kožní vodivost (SC – Skin Conductance) pro konstantní napětí (napěťový zdroj) a kožní odpor (SR – Skin Resistance) pro konstantní proud (proudový zdroj). Obdobně u střídavého proudu zavádíme název admitance a impedance, ovšem měření

střídavým proudem se provádí jen velmi výjimečně. Střídavý proud se používá při měření impedance v jiných aplikacích.

Všechny tyto jevy pak můžeme dále rozdělit na tonickou úroveň (tonic level) a fázickou odezvu (phasic response). Tonická označuje stabilní hladinu v každém čase, kdežto fázická označuje změny v čase. Všechny možnosti nám pak vyobrazuje tabulka 2.1. [6]

2.2.1 Kožní vodivost

Měření SC (použití konstantního napětí), je častější. Pokud si představíme kůži, jako paralelní kombinaci vodivostí, tak se tyto hodnoty jednoduše sčítají, což má za následek lineární nárůst. Oproti tomu u odporů se sčítají převrácené hodnoty. [4] Jednotkou kožní vodivosti je siemens – S (dříve mho). [6] Hodnoty vodivosti kůže se pohybují v rozsahu asi 5 - 100 μ S, z toho fázická složka kolísá v jednotkách μ S. [7]

2.2.2 Kožní odpor

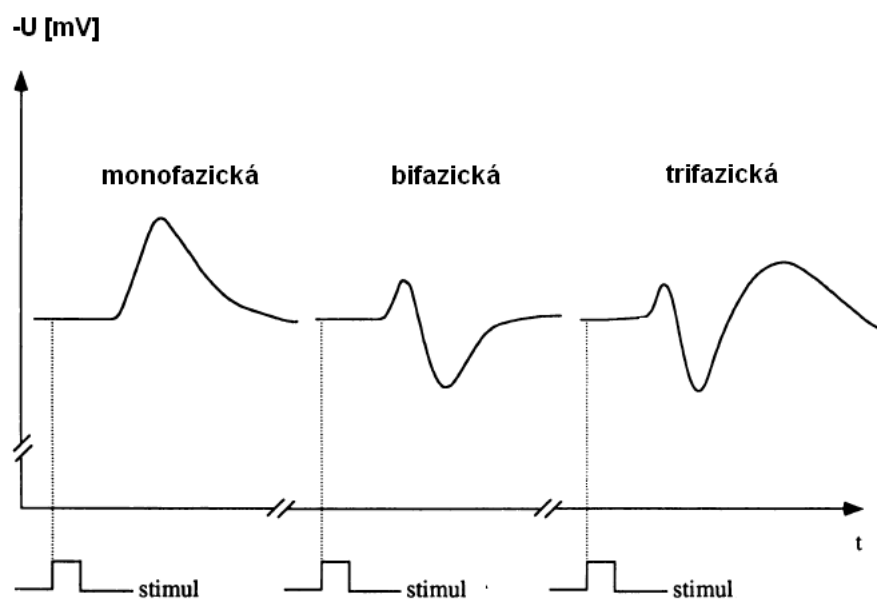
Při měření SR (konstantní proud) bývá hodnota před statistickým zpracováním často transformována na vodivost podle vzorce

$$G = \frac{1}{R}, \quad (2.1)$$

kde G je vodivost a R je odpor. Vodivost je tedy převrácenou hodnotou odporu. Hodnota vodivosti měřená s konstantním napětím je ekvivalentní hodnotě odporu měřené s konstantním proudem. Jednotkou odporu je ohm – Ω . Dříve byla odporová odezva označována jako galvanická kožní odezva (GSR – Galvanic Skin Response). [6] Hodnoty kožního odporu se pohybují v rozsahu asi 10 - 200 k Ω , z toho fázická složka kolísá v jednotkách k Ω . [7]

2.2.3 Kožní potenciál

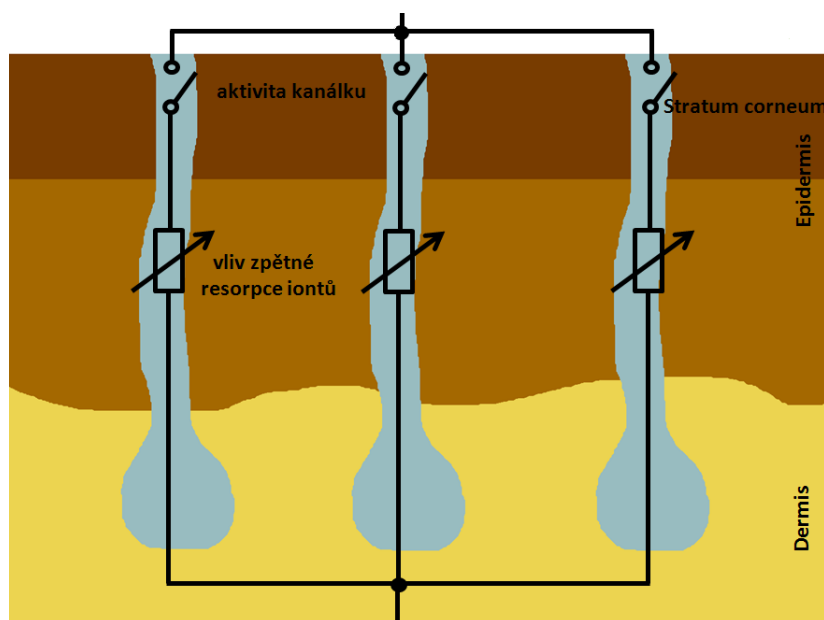
Měření SP je mnohem méně časté než měření exosomatické aktivity, avšak reakce signálu jsou velmi podobné. Vlny mohou mít komplikovanější bifázický nebo trifázický průběh, což můžeme vidět na obrázku 2.1. Zpoždění v reakci na podnět je podobné jako u exosomatické aktivity (1,5 - 3,5 s). Výhodou měření endosomatické aktivity je, že není nutné dodávat externí proud. Nevýhodou je pak složitější analýza. [6] Hodnoty SPL se pohybují v rozmezí 10 až -70 mV na frekvenčním rozsahu 0 až 5 Hz. Hodnoty SPR pak kolísají v jednotkách mV na frekvencích 0,03 až 5 Hz. [7]



Obr. 2.1: Ukázky odezvy SP [6]

2.3 Vznik EDA

2.3.1 Vznik odporu a vodivosti



Obr. 2.2: Vznik Odporu [6]

Vysvětlení odporu a vodivosti je jednoduché a stejné, protože jsou to převrácené hodnoty téhož jevu 2.1. Dermis a podkoží jsou dobře prokrvené a bohaté na in-

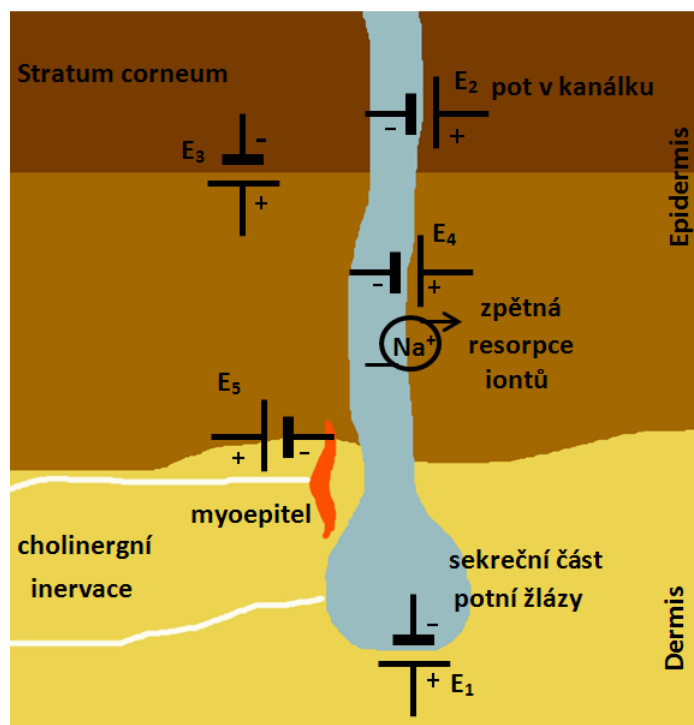
tersticiální tekutiny a tím hodně vodivé, i když prokrvení se značně mění vlivem teplotní regulace. Největší část SR má na svědomí epidermis a to hlavně horní rohová vrstva (stratum corneum). Skrze tuto vrstvu prochází potní kanálky, které si můžeme představit jako paralelní vodivosti, které jsou proměnné v závislosti na aktivitě potních žláz. Nejen, že můžeme tyto vodivosti rozdělit na aktivní a neaktivní, ale při průchodu primárního potu kanálkem jsou z něj zpětně filtrovány ionty. Rychlost vypuzení má tedy vliv na koncentraci potu a tím opět na výsledný odpor, což nám dobře zobrazuje obrázek 2.2. [6] [8]

2.3.2 Vznik potenciálu

Zjednodušeně můžeme vrstvy kůže, potní žlázy a potní kanálky považovat za membrány obsahující různé koncentrace iontů a tato různá koncentrace částic nesoucích náboj zajistí různý potenciál. Pokud pak dojde k přesunu iontů přes tyto membrány, tak jsme schopni detekovat změny napětí. Na obrázku 2.3 můžeme vidět jednotlivé možné zdroje potenciálu, kde E_1 je způsobeno sekreční částí potní žlázy, E_2 odpovídá potu v kanálku, E_3 odpovídá stratum corneum jako membráně se závislostí na zvlhčení, E_4 vzniká reabsorbci iontů v potním kanálku a E_5 odpovídá aktivitě myoepitelu potní žlázy.

Jak bylo zobrazeno na obrázku 2.1, fázická složka SP může obsahovat i bifázické a trifázické vlny. Signál se tedy skládá z kanálových komponent, které jsou negativní s dlouhou dobou zotavení, a membránových komponent, které jsou pozitivní s krátkou dobou zotavení. Zda SP začíná pozitivní nebo negativní vlnou, závisí na počátečním stavu kanálku. Pokud je kanálek relativně prázdný, bude vzestup potu navazovat spojení mezi povrchem kůže a negativním potenciálem v lumen, což vede k počáteční negativní SP vlně. Na druhé straně, je-li kanálek již plný, další vylučování potu bude mít za následek hydrataci rohové vrstvy kůže, a tím bude produkovat epidermální potenciál, který je méně negativní, než potenciál v kanálku, a lze jej pozorovat na povrchu jako pozitivní posun SP. [6]

Samotné zvlhčování je však velmi pomalé, aby vysvětlilo pozitivní zdroj s rychlou dobou zotavení, a tato vlna se pak přisuzuje uzavření a otevření póru. Když jsou kanálky relativně prázdné a horní stratum corneum je dostatečně hydratované, je pravděpodobné, že některé, nebo většina pórů na povrchu kůže, jsou uzavřeny v důsledku tlaku vyvíjeného hydratovanou tkání rohovky kolem pórů a na povrchu nic nenadetekujeme. Pokud se kanálek naplní, můžeme nadetkovat negativní potenciál vlivem reabsorbce sodíku. Zvýšením tlaku pak pronikne pot do stratum corneum, což způsobí pozitivní potenciál. S dalším zvýšením tlaku se pór otevře a způsobí nárůst pozitivní vlny. Pokud se tlak dostatečně sníží, následuje uzavření s tím, že pot na povrchu způsobí dlouhodobou pozitivní vlnu. [6]



Obr. 2.3: Vznik potenciálu [6]

2.4 Analýza signálu

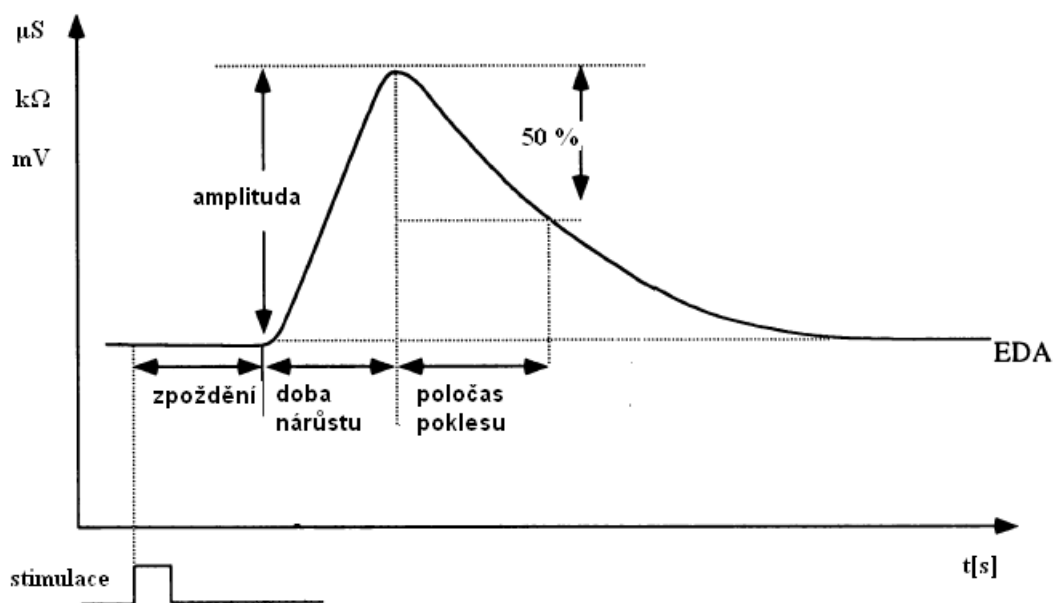
Elektrodermální odezva má poměrně dlouhé zpoždění za stimulem a to 1,5 až 3,5 s. V signálu je možné zkoumat počet odezev, jejich velikost, zpoždění, dobu nárůstu a poločas poklesu (pokles o 50 %). Tyto hodnoty vyobrazuje obrázek 2.4. Zkoumat je možné mnoho dalších parametrů, které je možné odečíst či vypočítat, ty již však nejsou důležité pro základní aplikace. Při snímání potenciálu je pak ještě významná případná bifazičnost, či trifazičnost odpovědi jako na obrázku 2.1. [3] [6]

2.5 Elektrody pro snímání EDA

Je zřejmé, že elektrody budou mít při měření větší význam než u jiných biosignálů, protože bezprostředně naléhají na měřený objekt (kůži). Signál nám zde zkresluje jejich polarizace a impedance, problematická je také aplikace gelu a úprava kůže před měřením, což může ovlivnit její vlastnosti.

2.5.1 Polarizace a impedance elektrod, půlčláňkové napětí

Lidské tělo je vodičem 2. třídy, kde je vedení zprostředkováváno ionty a elektroda je vodič 1. třídy, kde vedou elektrony. Z toho důvodu na rozhraní elektroda-elektrolyt



Obr. 2.4: Zkoumané parametry signálu EDA [6]

musí být přenos zprostředkován chemickou reakcí.

Elektroda v elektrolytu oxiduje nebo redukuje a tím se vytváří elektrická dvojvrstva a tedy i potenciální rozdíl – půlčlánkové napětí.

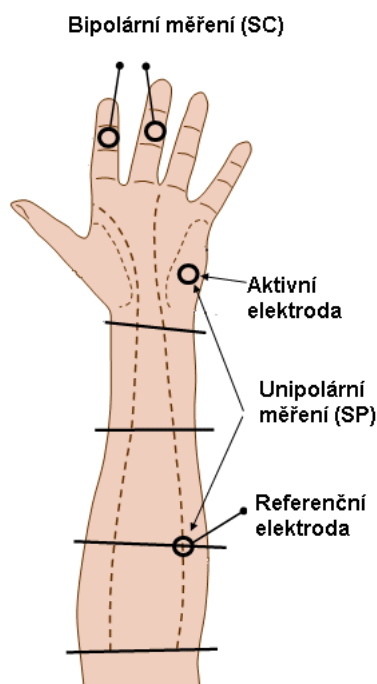
Jestliže dvojicí elektrod protéká proud, způsobuje změny na elektrodách i v elektrolytu. Původně stejné elektrody se změní a vznikne polarizační napětí působící proti původnímu proudu. Tomu lze z velké části zabránit použitím tzv. nepolarizovatelných elektrod. Jedná se o kov pokrytý vrstvou jeho těžko rozpustné soli, což do značné míry eliminuje vliv polarizace.

Na rozhraní mezi elektrodou a elektrolytem vzniká elektrická dvojvrstva, která se chová jako molekulární kondenzátor. Zároveň tento přechod vykazuje odpor a můžeme si jej tedy schématicky nahradit paralelním spojením rezistoru a kondenzátoru. [9]

2.5.2 Umístění

Nejvíce ekrinních potních žláz se nachází na dlaních a chodidlech. Mají zde za úkol zvlhčovat kůži a tím zajišťovat hmatovou citlivost. Vzhledem k pohodlí měření se však využívají hlavně dlaně a prsty. [4] Pro měření SC a SR se používá nejčastěji bipolární zapojení a to hlavně na druhé články prstů. Pro SP se naopak nejčastěji používá unipolární zapojení, kdy je jedna elektroda aktivní a jedna referenční. Aktivní elektroda je umístěna na dlani, referenční je umístěna z vnitřní strany předloktí na loketní kosti asi 5 cm od lokte, protože je zde nejmenší fyzická aktivita. Tato

nejčastější zapojení jsou vyobrazena na obrázku 2.5. Kůže se zásadně neobrušuje (maximálně pod referenční elektrodou).[10]



Obr. 2.5: Umístění elektrod [7]

2.5.3 Typ elektrod

Dnes se pro měření EDA používají výhradně nepolarizovatelné stříbro/stříbro chloridové (Ag/AgCl) elektrody. Jedinou možnou alternativou jsou zinek/síran zinečnatý (Zn/ZnSO_4). Ideální plocha elektrody je 1 cm^2 . Komerčně jsou však standardně dostupné elektrody s plochou $0,6 \text{ cm}^2$. Mezi plochou elektrody a SC byla naměřena lineární závislost, a proto lze využít plochu menší. V případě SP nahrávání hraje plocha elektrod jen malou roli.

Není vhodné použít běžné hypertonické gely pro snímání biosignálů, protože zvětšují vodivost epidermis, což je v jiných aplikacích žádoucí. Používá se NaCl s koncentrací 50 mmol/l a pro endosomatické měření je vhodnější KCl s koncentrací 67 mmol/l . [6]

Jako vhodné pro použití se pak jeví klasické jednorázové EKG elektrody. Jde o Ag/AgCl elektrody, které jsou pro nás vhodné. Mají na sobě již vrstvu gelu, který je poměrně suchý, díky tomu nám příliš nevádí, že je hypertonický, protože se nevsakuje do kůže. Vhodné jsou také díky dobré dostupnosti a snadné aplikaci, protože jsou samolepící.

3 ANALÝZA A NÁVRH IMPLEMENTACE

Aby bylo možné modul navrhnout, je nejdříve nutné vyřešit jaký signál budeme snímat, komunikaci prostřednictvím USB sběrnice, podmínky bezpečnosti zařízení, galvanické oddělení a napájení.

3.1 Měřená veličina

U endosomatických měření není třeba vnější proud, proto zobrazují přirozenější aktivitu a elektrody se méně polarizují. Velká výhoda je také v jednodušší konstrukci zařízení. Exosomatické hodnoty se snadněji analyzují (jednodušší vlny), jsou méně zarušené elektrodovými artefakty, má na ně menší vliv hydratace, a jsou častěji využívány.[6]

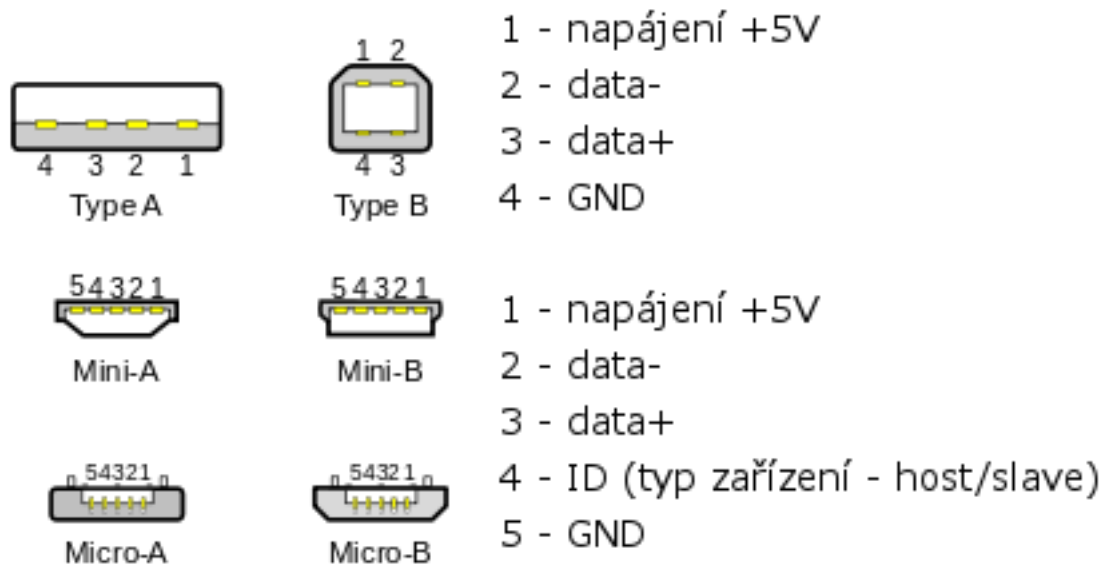
Jako primární cíl práce bylo zvoleno měření SP. Následná úprava zařízení pro měření SC je však velmi zajímavá pro porovnání těchto signálů. V principu je zařízení pro měření SP velmi jednoduché, stačí nám pouze zesílit a zaznamenat napětí mezi dvěma elektrodami. Budeme zaznamenávat fázickou odezvu i tonickou úroveň a tedy i stejnosměrnou složku signálu. Stejnosměrná složka má velikost 10 až -70 mV a změny jsou pouze v jednotkách mV. Užitečný signál by se pak měl pohybovat na frekvencích do 5 Hz.

3.2 USB

Univerzální sériová sběrnice (USB – Universal Serial Bus) se jeví jako vhodná volba pro komunikaci s měřícím zařízením, pokud chceme využít některý z běžných počítačových portů. Na rozdíl od zastaralého sériového portu RS232 je možné na USB připojit ne 1, ale až 127 zařízení. Přenos je mnohonásobně rychlejší. Obě rozhraní pak disponují napájecím napětím a možností připojit zařízení za chodu počítače (tzv. plug and play). Výhodou RS232 je menší složitost pro uživatele, což by sice bylo vhodné, avšak nespornou překážkou je, že se již do moderních počítačů velmi často neimplementuje. [11]

3.2.1 Základní vlastnosti

USB se postupně vyvíjelo a tak vzniklo několik verzí, avšak u všech platí kompatibilita se staršími verzemi. Ve verzi 1.1 máme zařízení Low-Speed (1,5 Mbit/s) a Full-Speed (12 Mbit/s). Verze 2.0 nabízí možnost připojit složitější zařízení a rychlost High-speed (480 Mbit/s), ta je však ve vlastních konstrukcích špatně využitelná



Obr. 3.1: Druhy USB konektorů [12]

kvůli ceně a proudové náročnosti na přenos dat. Pro úplnost uvedu i verzi 3.0, která dosahuje rychlosti 5 Gbit/s a obsahuje více vodičů.

USB je schopné napájet zařízení napětím 5 V a odběrem 100 mA a při požádání systému až 500 mA.

Pro USB se používají 2 typy konektoru. Konektor typu A je umístěn v PC a v zařízení je většinou konektor typu B. Dnes existují další mikro a mini konektory používané hlavně na straně zařízení. Jednotlivé možnosti i s rozložením pinů ukazuje obrázek 3.1). [11]

3.2.2 Možnosti komunikace s USB

Je více způsobů, jak je možné na USB vstup připojit mikrokontrolér. Zde jsou rozebrány základní výhody a nevýhody použitelných možností konverze signálu, aby byl tímto počítačovým rozhraním zpracovatelný.

První možností jsou speciální převodní obvody, které transformují USB signál na signál zpracovatelný pro běžný mikrokontrolér. Nejznámější jsou FTDI obvody od firmy Axis (např. FT232BM nebo FT245BM). Samotné obvody jsou poměrně drahé a potřebujeme ještě samotný mikrokontrolér. Výhodou je dobrá softwarová podpora od výrobce ve formě ovladačů na nejrůznější operační systémy.

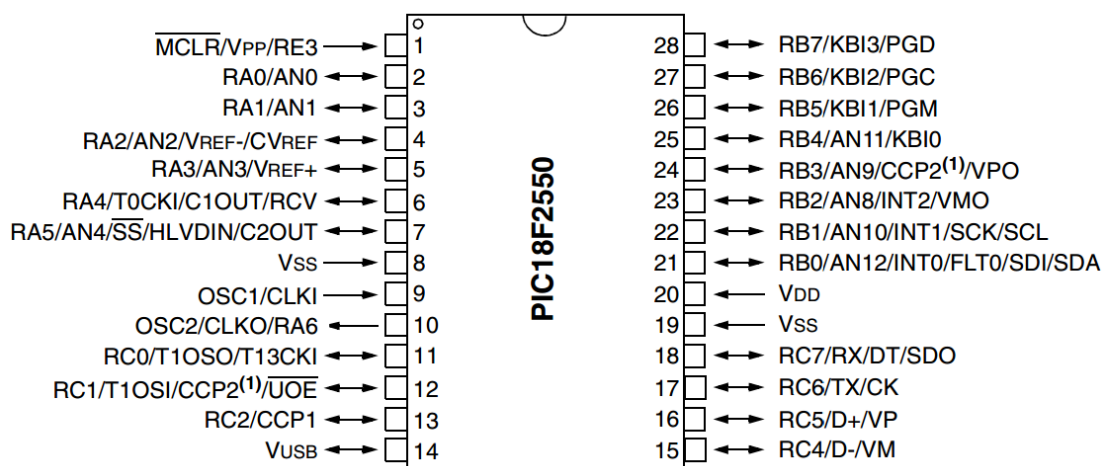
Druhou možností je samotnou komunikaci s USB do mikrokontroléru naprogramovat. Jedná se o levné řešení, jehož nevýhodou je, že zabere část výkonu a paměti mikrokontroléru. Naprogramovat samotnou USB komunikaci je velmi

složité, avšak existují projekty, které se tímto zabývají a nabízí dokumentaci i potřebné ovladače.

Třetí možností je mikrokontrolér s USB rozhraním. Na trhu je již poměrně značný výběr mikrokontrolérů s hardwarově implementovaným USB rozhraním. Jde o konstrukčně jednoduché řešení, které je i cenově přijatelné. Výrobce poskytuje ovladače (často pouze pro Windows), firmware s funkcemi na komunikaci s USB a software pro nahrání vlastního programu do mikrokontroléru. V zapojení je využit tento způsob komunikace. [13]

3.3 Mikrokontrolér

Výběr mikrokontroléru je omezen tím, že požadujeme přítomnost USB rozhraní. Jako vhodný se zde jeví mikrokontrolér PIC18F2550. Microchip zdarma dodává program pro nahrávání firmware a funkční ukázkové programy, které je možné využít jako oporu pro vlastní vývoj.



Obr. 3.2: Pinout mikrokontroléru PIC18F2550[14]

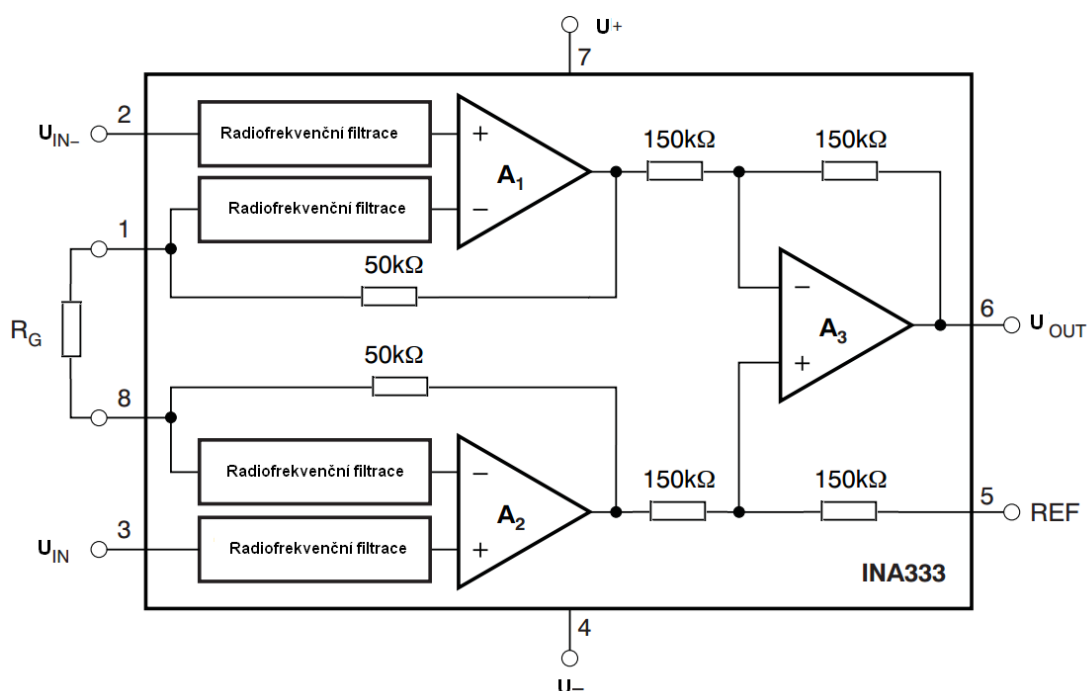
Jde o osmibitový mikrokontrolér s architekturou RISC – snížené množství instrukcí, instrukční soubor je složen z 75 instrukcí a 8 rozšířených, podporuje sériové sběrnice SPI a I²C. Napájecí napětí 2 - 5,5 V je vhodné pro napájení z USB portu a obsahuje integrovaný 10bitový A/D převodník. Obsahuje programovou paměť typu FLASH o velikosti 32 kB a dva typy datové paměti – RAM o velikosti 2 048 bytů a EEPROM o velikosti 256 bytů. Mikrokontrolér má 28 pinů, jejichž rozložení ukazuje obrázek 3.2. Disponuje třemi pracovními módy (Run, Idle, Sleep), každý s různou úrovní spotřeby. Má 3 zdroje přerušování, maximální frekvenci 48MHz, kde instrukce trvá 4 takty. Komunikuje prostřednictvím USB, kde zvládá Low a Full speed nebo pomocí sériového portu. [14]

3.4 Zesilovače

Při snímání biologických signálů je používáme k zesílení napětí nebo izolaci zdroje signálu od dalších obvodů a klademe na ně tyto požadavky:

- velký vstupní odpor
- zanedbatelný unikající proud
- vysoká hodnota diskriminačního činitele
- potřebný kmitočtový rozsah [15]

3.4.1 Přístrojový zesilovač



Obr. 3.3: Schéma přístrojového zesilovače INA333[16]

Pro základní zesílení na vstupu přístroje je vhodné použít přístrojový zesilovač. Jedná se o integrovaný obvod ze tří operačních zesilovačů, který můžeme vidět na obrázku 3.3. Dva neinvertující zesilovače na vstupu zajišťují velký vstupní odpor a navazuje na ně diferenční zesilovač. Toto zapojení je součástí integrovaného obvodu, kde je zajištěna velká přesnost odporů a tím i stejné zesílení před vstupem do diferenčního zesilovače. Zesílení celého obvodu pak nastavujeme vnějším odporem R_G . [15]

Zde se jako vhodný jeví například INA 333, se zesílením nastavitelným od 1 do 1000, CMR 100 dB a napájecím napětím 1,8 V až 5,5 V. Zesilovač je napájen

nesymetrickým napětím a musíme mu proto dodat referenční hodnotu, kterou bude považovat za nulu a to nejlépe polovinu napájecího napětí (napěťový offset). [16]

3.5 Filtrace

Spektrum našeho signálu zaujímá frekvence do 5 Hz. Pro dodržení Nyquistova teoremu musí být vzorkovací frekvence alespoň dvakrát větší než frekvence obsažená v signálu. V signálu se však budou vyskytovat i nejrůznější vysokofrekvenční rušení, proto musíme použít filtr typu dolní propust. Pro filtraci použijeme analogový RC filtr a to aktivní s operačním zesilovačem. Zesilovač zajistí vhodné oddělení dalšího obvodu, větší kvalitu filtrace a další možnost zesílení s již vyfiltrovanými vysokofrekvenčními složkami i síťovým brumem, takže jejich vlivem nemůže dojít k saturaci.

3.6 Analogově-digitální převodník

Po zesílení nám nulové hodnotě odpovídá referenční napětí. Máme tedy signál od nuly do napájecího napětí zesilovače, což je 5 V. Použit je zde integrovaný obvod MCP3202, který má napájecí a zároveň referenční napětí v rozsahu 2,7 - 5,5 V, takže jej můžeme nastavit na potřebných 5 V. Jde o 12 bitový Analogově-digitální (A/D) převodník, což dělá 4096 kvantizačních úrovní. Externí A/D převodník použijeme hlavně kvůli možnosti galvanického oddělení mezi A/D převodníkem a mikrokontrolérem, tedy v digitalizované části obvodu, což je výhodnější pro kvalitu signálu. Výstup převodníku je ve formě SPI (sériové periferní rozhraní – Serial Peripheral Interface) signálu, což je obousměrný synchronní přenos, kde se přenáší i hodinový a řídicí signál. Maximální vzorkovací frekvence při 5 V je 100 kHz. [17]

3.7 Bezpečnostní požadavky

U zdravotnických přístrojů platí obecně přísnější bezpečnostní požadavky než u jiných elektrických zařízení. Je tomu zejména proto, že používáním často vzniká elektrické propojení s pacientem či obsluhou a může tak dojít k ohrožení zdraví. Pacienta zde mohou ohrozit nejrůznější rizika jako unikající proudy, úraz elektrickým proudem při poruše a zanesení kovů do pokožky vlivem stejnosměrného proudu. Požadavky kladené na bezpečnost zdravotnických elektronických přístrojů vychází z evropských norem a patří sem zejména:

- ČSN EN 60601-1 Zdravotnické elektrické přístroje — Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost (idt IEC 60601-1:1988) (36 4800), včetně změn ČSN EN 60601-1/A1+A11+A12, ČSN EN 60601-1/A2 a ČSN EN 60601-1/A13
- ČSN EN 60601-1-1 ed. 2 Zdravotnické elektrické přístroje — Část 1-1: Všeobecné požadavky na bezpečnost – Skupinová norma: Požadavky na bezpečnost zdravotnických elektrických systémů (idt IEC 60601-1-1:2000) (36 4800). [18]

3.7.1 Normální podmínky a stav jedné závady

Bezpečnost zařízení je vyžadována nejen za normálního používání, ale také při stavu jedné závady. Tím je dosaženo vysokého stupně bezpečnosti. Za stav jedné závady se mimo jiné považuje:

- přerušení ochranného vodiče
- přerušení jednoho napájecího vodiče
- objevení se vnějšího napětí na příložené části typu F
- objevení se vnějšího napětí na části vstupu signálu nebo části výstupu signálu
- porucha elektrické součástky, která může způsobit ohrožení bezpečnosti
- porucha mechanické části, která může způsobit ohrožení bezpečnosti

Za nepravděpodobné pak považujeme elektrický průraz zesílené nebo dvojité izolace, či přerušení pevného a trvale připojeného ochranného vodiče. Tyto stavy pak mezi stavy jedné závady nezařazujeme. Bezpečnosti lze dosáhnout opatřením v přístroji, oddělovacími prostředky tvořícími příslušenství přístroje (samotný modul) nebo příslušenství systému (modul i s počítačem). [18]

3.7.2 Požadavky

Zdravotnická zařízení se smí konstruovat jako třída ochrany před elektrickým proudem I nebo II. Zařízení I. třídy využívá základní izolace a uzemění, zatím co zařízení II. třídy využívá dvojité nebo zesílené izolace. V medicínských aplikacích nejsou přípustná zařízení III. třídy, kde je využíváno bezpečně velké napětí bez izolace.

Příložené části (použití vyžaduje jejich styk s pacientem) se dělí na B, BF a CF. B vyžaduje nejnižší stupeň ochrany, nemají přímo vodivé spojení a patří sem nepřímé měření tlaku, či magnetoterapeutické přístroje. Mezi BF pak spadají vodivě připojené přístroje jako EKG, či konstruovaný EDA modul. CF jsou pak speciálně izolované přístroje vhodné i pro přímé měření na srdci.

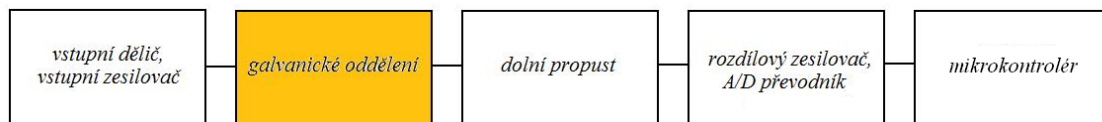
Dle staršího vydání normy byla velikost zkušebního napětí mezi sítí a vstupem přístroje 2000 V. Nové vydání normy uvádí pouze velikost unikajících proudů podle tabulky 3.1, která uvádí i povolené pomocné proudy (nutné k měření) a tedy proud pro snímání kožní vodivosti. [18] [19]

Tab. 3.1: Povolené unikající proudy [18]

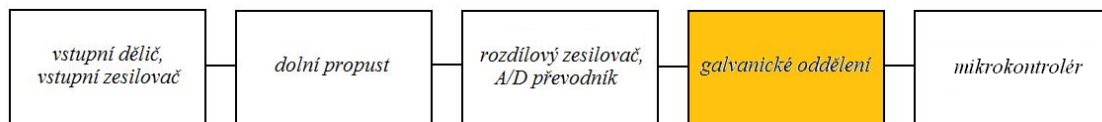
Proud [mA]		Typ B		Typ BF		Typ CF	
		běžně	závada	běžně	závada	běžně	závada
Unikající	DC	0,01	0,05	0,01	0,05	0,01	0,05
	AC	0,10	0,50	0,10	0,50	0,01	0,05
Pomocný	DC	0,01	0,05	0,01	0,05	0,01	0,05
	AC	0,10	0,50	0,10	0,50	0,01	0,05

3.7.3 Galvanické oddělení

Samotný přístroj je tedy nutné od pacienta elektricky oddělit. Tato izolace může být tvořena vazbou induktivní, kapacitní nebo optickou. Galvanické oddělení vstupu přístroje je možné provést více způsoby. Je možné toto oddělení provést již v analogové části signálu nebo provést nejprve A/D převod a potom galvanické oddělení. Tyto dvě možnosti ukazují bloková schémata na obrázku 3.4 a 3.5. [20]



Obr. 3.4: Galvanické oddělení v analogové části [20]



Obr. 3.5: Galvanické oddělení v digitalizovaná části [20]

U prvního zapojení se využívá izolačního zesilovače. Jedná se o integrovaný obvod skládající se ze dvou zesilovačů, mezi nimi probíhá modulace a demodulace signálu s přenosem některou z izolačních vazeb. Toto oddělení tedy probíhá v analogové části obvodu a to je velmi nevýhodné, protože jde o náročnou součástku, která může částečně zkreslit signál. [15]

Pokud tedy signál digitalizujeme, je vhodné využít galvanické oddělení až v digitalizované části obvodu, neboť zde nám již ke zkreslení signálu nedochází. V tomto případě je optické oddělení řešeno mezi A/D převodníkem a mikrokontrolérem, kde probíhá komunikace prostřednictvím signálu SPI. SPI komunikaci zajišťují dva datové vodiče (obousměrný přenos), synchronizační hodinový signál a řídicí signál.

Zapojení s optočleny je v tomto případě zbytečně složité a optočleny musí být pro tento přenos velmi rychlé. Můžeme zde velmi výhodně aplikovat pro tento případ specializované obvody s indukčním přenosem – tzv. iCouplery®. Byl zde vybrán obvod ADUM1401, který přenáší všechny čtyři SPI vodiče, napájecí napětí má 2,7 - 5,5 V a izoluje až před napětím 2500 V. [20] [21]

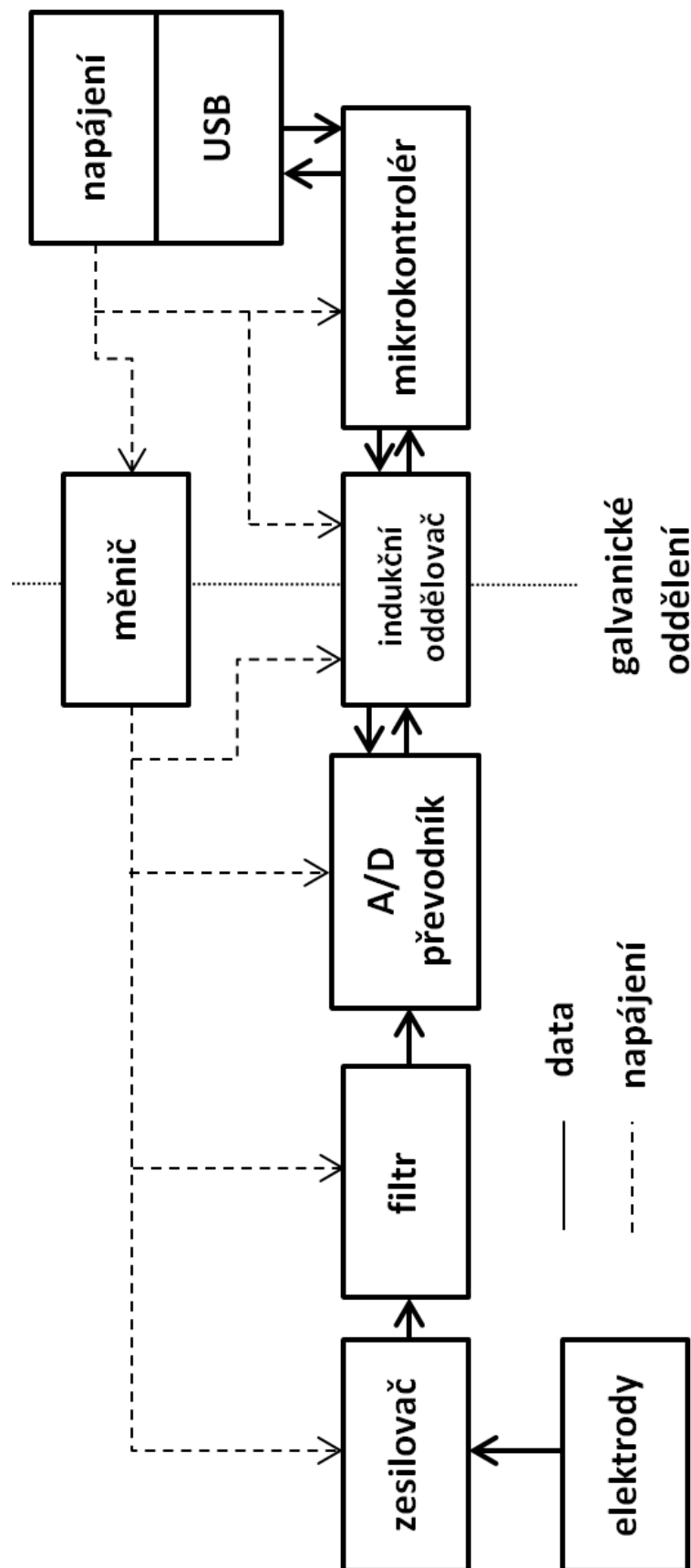
3.8 Napájení

Jak již bylo uvedeno, USB sběrnice je schopna poskytnout napájecí napětí 5 V s maximálním odběrem 100 mA (na žádost zařízení 500 mA). Toto napájecí napětí je vhodné využít, neboť se tak vyhneme nutnosti připojování externího napájení nebo použití baterie. Pro napájení části obvodu před galvanickým oddělením můžeme použít přímo USB, protože byly vybrány součástky které s tímto napájecím napětím pracují. Pro plovoucí část zapojení ale potřebujeme napájení galvanicky oddělit a k tomu nám vhodně poslouží napěťový měnič.

Zde byl zvolen měnič AM1S-0507SZ, se vstupním napětím 4,5 - 5,5 V, výstupním 7 V, účinností 75 % a izoluje do napětí 3000 V. [22]

3.9 Návrh zapojení

Obecnou představu struktury zařízení ukazuje blokové schéma na obrázku 3.6, kde je pro názornost galvanického oddělení zobrazeno i napájení jednotlivých bloků (částí zařízení).



Obr. 3.6: Blokové schéma modulu pro snímání EDA

4.2 Tvorba firmwaru

Program pro mikrokontrolér je nejprve vytvořen v programovacím jazyce C a následně pomocí kompilátoru přeložen do strojového kódu, který je možné nahrát do mikrokontroléru.

4.2.1 Integrované vývojové prostředí pro firmware

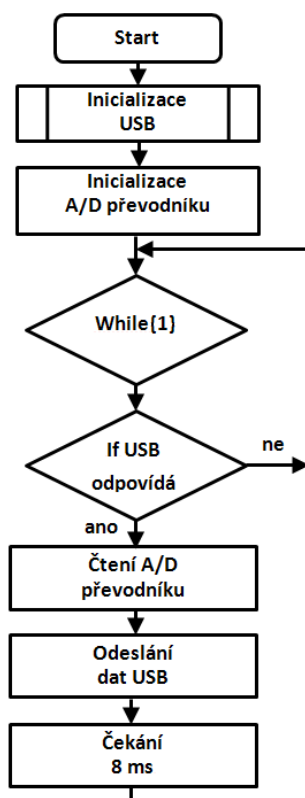
K tvorbě programu je možné využít několik integrovaných vývojových prostředí (IDE – Integrated development environment). MPLAB je software přímo od výrobce mikrokontroléru Microchip. Jde o velmi univerzální prostředí s možností nastavení různých kompilátorů jazyků C a Assembler. Hlavním důvodem volby právě tohoto vývojového prostředí byla bezplatná licence jeho starší verze v8.

4.2.2 Struktura firmwaru

Program musí opakovaně s potřebnou frekvencí přijímat data od A/D převodníku a odesílat je přes USB do počítače. Pro základní nastavení mikrokontroléru, USB komunikaci a řízení použitého A/D převodníku byly použity ukázkové programy IDE. Vývojový diagram firmwaru ukazuje obrázek 4.2. V programu jsou nejprve načteny ukázkové programy pro USB komunikaci a je vložena funkce pro komunikaci s A/D převodníkem. Následně je opakován proces čtení dat z A/D převodníku a odesílání do USB. K časování (zajištění vzorkovací frekvence) byla použita jednoduchá funkce delay – zpoždění o daný čas, čímž sice není dosaženo přesné vzorkovací frekvence (předchozí instrukce zabírají také nějaký čas), ale v porovnání s periodou vzorkování je tento čas zanedbatelný. Alternativou by bylo použití časovačů s přerušením, což by zajistilo přesnou vzorkovací frekvenci.

4.2.3 USB komunikační protokol

Pro komunikaci prostřednictvím USB se zdají být vhodné 2 možnosti – vytvoření virtuálního sériového portu nebo použití HID (Human Interface Device – zařízení zprostředkávající komunikaci s uživatelem) protokolu. V zařízení bylo využito HID, neboť u IDE byl k dispozici funkční příklad takové komunikace. Mezi HID spadá například myš nebo klávesnice. Při využití full-speed USB komunikace s HID protokolem je možné odeslat každou milisekundu 64 bytů dat. Pro použitou frekvenci 125 Hz zařízení odesílá 2 byty (12 bitů je jeden vzorek A/D převodníku) každých 8 ms. Teoreticky by bylo možné, při nashormáždění více vzorků k odeslání, dosáhnout frekvence až 32 kHz. HID tedy splňuje požadovanou komunikační rychlost.



Obr. 4.2: Vyvojový diagram firmwaru

4.3 PC software

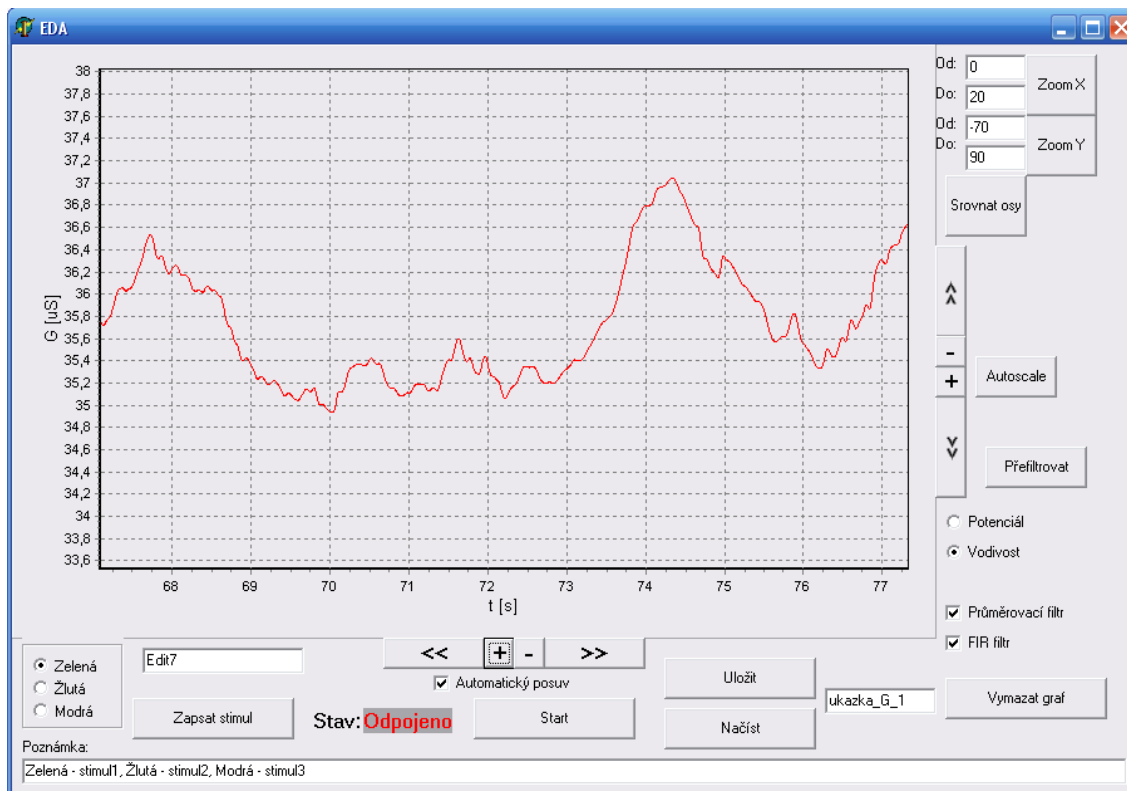
Pro komunikaci s vytvářeným zařízením bylo nutné vytvořit vhodný software, který by zároveň zvládal vykreslení a ukládání naměřených dat. Program Easy HID wizard je schopný vygenerovat základ HID komunikačního softwaru pro prostředí Delphi verze 5.0, proto bylo toto programovací prostředí zvoleno pro tvorbu softwaru.

4.3.1 Delphi

Delphi je integrované grafické vývojové prostředí od firmy Borland na bázi programovacího jazyka Pascal. Toto prostředí je určené pro rychlý vývoj grafických aplikací. Důvodem jeho využití byla také bezplatnost licence po registraci.

Základ programu komunikující s mikrokontrolérem byl vygenerován programem Easy HID wizard. Následně bylo do programu implementováno vykreslování snímaných dat se základními obslužnými tlačítky zajišťujícími nastavení zobrazované oblasti grafu, nastavení měřené veličiny (potenciál/vodivost), možnost ukládání a načítání z textového souboru a funkci zápisu okamžiku případné stimulace. Toto vytvořené uživatelské rozhraní ukazuje obrázek 4.3. Do programu byla také přidána možnost základní filtrace, která je vhodná pro základní vykreslování při nahrávání

signálu. Pro podrobnější analýzu je vhodnější využít interaktivnější programové prostředí jako např. Matlab, a proto jsou data ukládána v původní nezpracované formě.



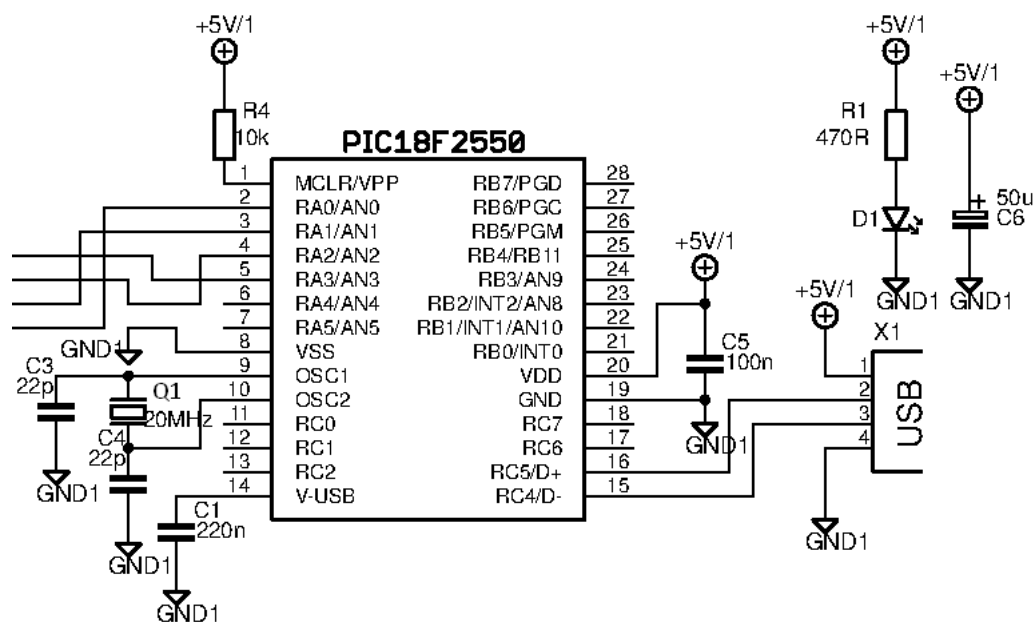
Obr. 4.3: Uživatelské rozhraní

4.4 Hardwarová realizace modulu

4.4.1 Zapojení mikrokontroléru

Obvod, zobrazený na obrázku 4.4, zajišťuje funkčnost samotného mikrokontroléru. Piny 15 a 16 zajišťují datové připojení k USB sběrnici. Pin 1 je resetovací pin, přičemž k resetu dojde při logické 0, a proto je přes odpor připojen na napájecí napětí (logická 1). USB také zajišťuje napájení mikrokontroléru, přičemž kondenzátory C_6 a C_5 slouží k blokování napájení. Na piny 9 a 10 je připojen krystal udávající externě pracovní frekvenci mikrokontroléru 20 MHz. Hodnoty kondenzátorů C_3 , C_4 a C_1 jsou převzaty z katalogového listu, při čemž pin 14 je vstup interního regulátoru napětí na 3,3 V. LED dioda D_1 slouží k signalizaci připojení napájecího napětí a tedy i připojení zařízení pomocí USB kabelu k počítači. Piny 2,3,4 a 5 jsou ve firmwaru nastaveny jako piny pro SPI komunikaci s A/D převodníkem.

Při konstrukci bylo odhaleno, že velmi citlivou částí obvodu je zapojení krystalu. Pro jeho správnou funkci je důležité, aby byl v zapojení co nejdále od sebe, což zajistí malou parazitní kapacitu. Také je nutné, aby cesta připojující jeho pomocné kondenzátory byla samostatná a vedla přímo na zemnicí pin mikrokontroléru a krystal tak nebyl ovlivněn jinými protékajícími proudy.

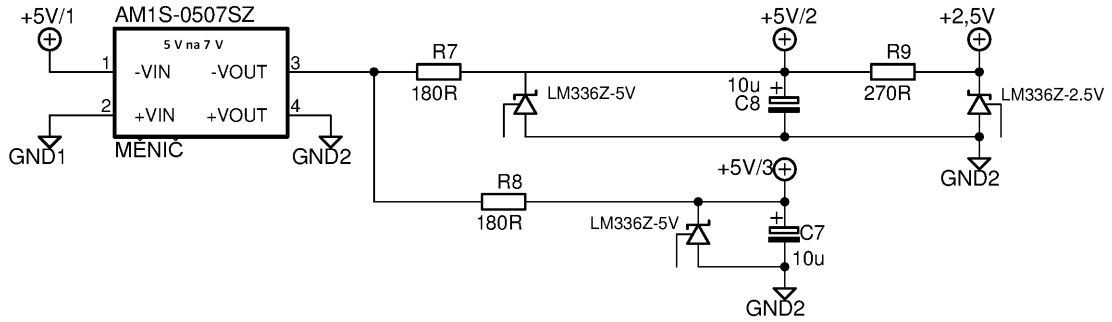


Obr. 4.4: Schéma zapojení mikrokontroléru

4.4.2 Napájení

Veškeré napájení zařízení zajišťuje USB sběrnice, která poskytuje potřebných 5 V. V plovoucí části obvodu je napájení zajištěno přes napěťový měnič. Jelikož je zapotřebí napětí v této části stabilizovat a na stabilizátorech dochází k úbytku napětí, byl použit měnič, který napětí zvýší. Pokud chceme dosáhnout výsledného napětí 5 V, byl by vhodný napěťový zisk na měniči asi 6 V, aby na stabilizátorech nedocházelo ke zbytečným ztrátám při větším rozdílu vstupního a výstupního napětí. Jako vhodný byl použit dostupný měnič na 7 V – AM1S-0507SZ.

Pro stabilizaci napětí byly použity paralelní lineární stabilizátory a pro menší rušení bylo odděleno napájení digitálních a analogových součástek (A/D převodník s indukčním oddělovačem jsou napájeny zvlášť). Dále bylo zapotřebí stabilizovat 2,5 V (polovina napájecího napětí) pro napěťový offset zesilovačů, jelikož jsou zesilovače napájeny nesymetrickým napětím. Ke stabilizaci jsem použil integrované obvody LM336Z (napěťové reference vhodné i pro napájení) na 5 V a 2,5 V. V zapojení byly



Obr. 4.5: Schéma napájecího obvodu

otestovány i další stabilizátory, ale s těmito referencemi bylo dosaženo nejlepších výsledků. Zapojení napájecího obvodu je zobrazeno na obrázku 4.5. Kondenzátory C_7 a C_{10} slouží k blokování napájecího napětí. Předřadné odpory slouží k omezení zkratového proudu a jsou vypočítány podle

$$R = \frac{U_{in} - U_{out}}{I_{max}}, \quad (4.1)$$

kde R je předřadný odpor stabilizátoru, U_{in} je vstupní napětí stabilizátoru, U_{out} je výstupní napětí stabilizátoru, I_{max} je maximální odebíraný proud do zátěže, který byl odhadnut na 10 mA. Potom se opory před jednotlivými stabilizátory vypočítají jako

$$R_{7,8} = \frac{7 - 5}{0,01} = 200\Omega \Rightarrow 180R,$$

$$R_9 = \frac{5 - 2,5}{0,01} = 250\Omega \Rightarrow 270R.$$

4.4.3 Zapojení zesilovačů

Zapojení zesilovačů z obrázku 4.6 pochází z katalogového listu zesilovače INA333 [16]. Operační zesilovače IC1A a IC1B (součást jednoho integrovaného obvodu) zapojené jako impedanční transformátory (napěťové sledovače) slouží k lepšímu impedančnímu přizpůsobení a zároveň jako ochrana vstupů přístrojového zesilovače.

Operační zesilovač IC3A pracuje jako aktivní filtr typu dolní propust, kde mezní frekvence tohoto filtru je zvolena na 20 Hz (vhodnost zjištěna pomocí testovacích měření). Velikost kondenzátoru byla zvolena na 1 μ F a odpor byl dopočítán podle

$$R_6 = \frac{1}{2\pi f_{mez} C_2} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 20 \cdot 10^{-6}} = 7957,75\Omega \Rightarrow 8,2k\Omega, \quad (4.2)$$

kde f_{mez} je mezní frekvence filtru. Druhý zpětnovazební odpor byl pak vypočítán jako

$$R_5 = -\frac{R_6}{A_{U1}} = -\frac{8,2}{1,9} = 4,32k\Omega \Rightarrow 4,3k\Omega, \quad (4.3)$$

kde A_{U1A} je zesílení zesilovače IC3, které bylo zvoleno zvoleno na hodnotu 2, což je dostačující, aby předchozí zesilovač nebyl saturován vysokofrekvenčním šumem.

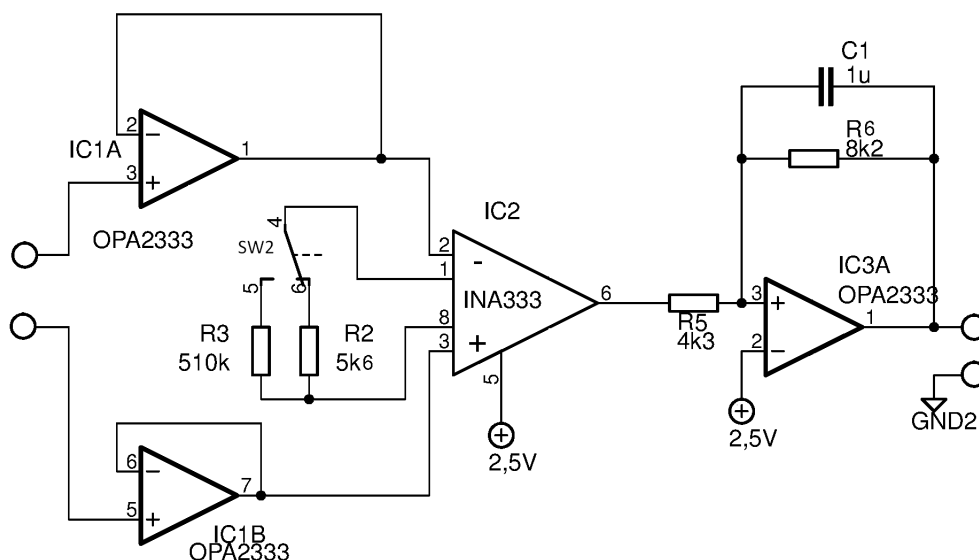
Signál by se měl pohybovat v rozsahu 10 až -70 mV. Jelikož nulu máme nastavenou na polovině napájecího napětí, budeme přenášet rozsah 70 až -70 mV, který potřebujeme zesílit na 5V. Požadujeme tedy celkové zesílení 35,7. Zesílení přístrojového zesilovače IC2 tedy nastavíme odporem R_G podle

$$R_G = \frac{100k\Omega}{A_{U2A} - 1} = 1 \frac{100}{18,80 - 1} = 5,62k\Omega \Rightarrow 5,6k\Omega, \quad (4.4)$$

kde R_G je odpor nastavující zesílení a A_{U2A} je zesílení zesilovače IC2 pro měření SP, tedy po vydělení zesílením předchozího zesilovače 18,80. Pro snímání vodivosti je hodnota odporu R_G volena jako

$$R_G = \frac{100k\Omega}{A_{U2B} - 1} = \frac{100}{1,2 - 1} = 500k\Omega \Rightarrow 510k\Omega, \quad (4.5)$$

kde R_G je odpor nastavující zesílení a A_{U2A} je zesílení zesilovače IC2 pro měření SC, které bylo zvoleno na hodnotu 1,2. Volba mezi těmito zesíleními je provedena přepínačem SW2 změnou odporu R_G . Na napájení všech zesilovačů jsou připojeny blokovací kondenzátory zvolené s hodnotou 100 nF podle katalogového listu.



Obr. 4.6: Schéma zapojení zesilovačů [16]

4.5 Měření vodivosti

Měřením vodivosti nazýváme snímání exosomatické dermální aktivity při využití vnuceného napětí (měření kožního odporu nazýváme měření s využitím vnuceného

proudu), ale hodnoty naměřené jako odpor a vodivost jsou vzájemně ekvivalentní. Pro měření vodivosti je možné použít stejný modul jako pro měření kožního potenciálu, stačí použít menší zesílení. K převodu hodnoty odporu na napětí je možné využít zapojení můstku nebo děliče. Z teorie – 2.2.2 je známo, že hodnota kožního odporu se pohybuje v rozmezí 10-200 k Ω (tedy vodivost 5-100 μ S).

4.5.1 Můstkové zapojení

U můstkového zapojení z obrázku 4.7 se využívá toho, že pokud jsou odpory R_1 a R_2 a zároveň R_3 a R_p stejné, naměříme na můstku nulové napětí. Při vychýlení můstku změnou odporu R_p se napětí na můstku mění. Můstkové měření je vhodné hlavně pro nulová měření (vyvážení můstku), pro výchylková měření jeho přesnost výrazně klesá. Mezi odporem a naměřeným napětím je závislost podle vzorce

$$U = U_{nap} \cdot \frac{R_p}{R_1 + R_p} - U_{nap} \cdot \frac{R_{P1}}{R_2 + R_{P1}} \quad (4.6)$$

kde U je výstupní napětí, U_{nap} je napájecí napětí, R_p je odpor pacienta a R_{P1} je odpor potenciometru. Tento vzorec byl odvozen ze schématu zapojení, R_1 a R_2 je přitom vhodné použít stejné. Ze vzorce je jasné, že závislost je nelineární. Podle tabulky 2.1 je možné použít pomocný proud maximálně 10 μ A. Minimální velikost odporu R_1 můžeme vypočítat podle Ohmova zákona jako

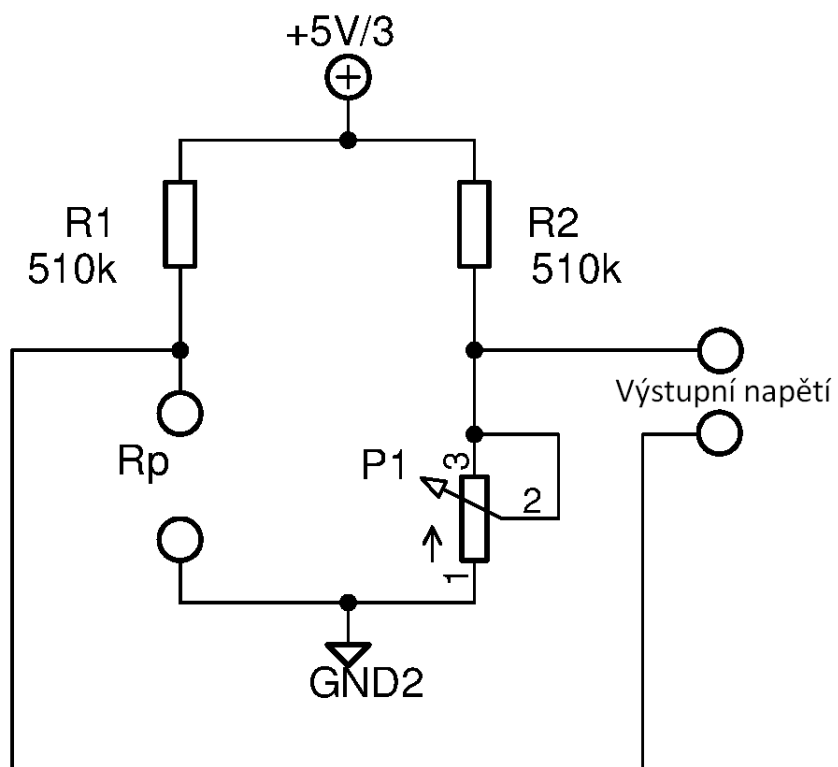
$$R_{1min} = \frac{U_{nap}}{I_{pmax}} = \frac{5}{10^{-5}} = 500k\Omega \quad (4.7)$$

kde R_{1min} je minimální dovolená velikost odporu R_1 , U_{nap} je napájecí napětí a I_{pmax} je nejvyšší dovolený proud pacientem a tedy 10 μ A. Vzorec platí pokud přijmeme možnost, že odpor pacienta může být velmi malý.

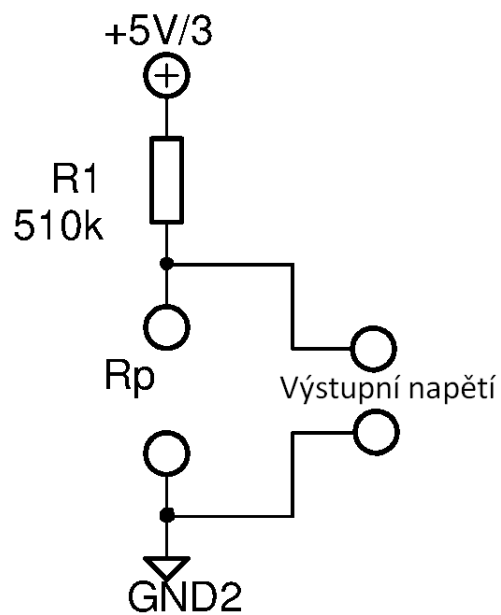
Toto zapojení je možné využít dvěma způsoby. První možností je použití potenciometru jako ve schématu na obrázku 4.6. U tohoto zapojení můžeme použít větší zesílení a rozsah nastavovat potenciometrem, díky čemu dostaneme lepší rozlišení signálu. Nevýhodou je zde nutnost nastavování měřeného rozsahu a nemožnost kvantifikace signálu, protože neznáme velikost nastaveného odporu na potenciometru. Druhou možností je nastavení pevné hodnoty odporu místo potenciometru. Oproti zapojení s potenciometrem měříme celý rozsah, ale s horším rozlišením (přesností). Místo zapojení s pevnou hodnotou odporu je vhodnější použít jednodušší zapojení děliče, které se i v testovacích měřeních více osvědčilo.

4.5.2 Zapojení děliče

Pro zapojení děliče z obrázku 4.8, můžeme obdobně jako u můstku spočítat minimální bezpečnou hodnotu odporu R_1 podle vzorce 4.7. Při změně odporu R_p dojde



Obr. 4.7: Schéma zapojení můstku

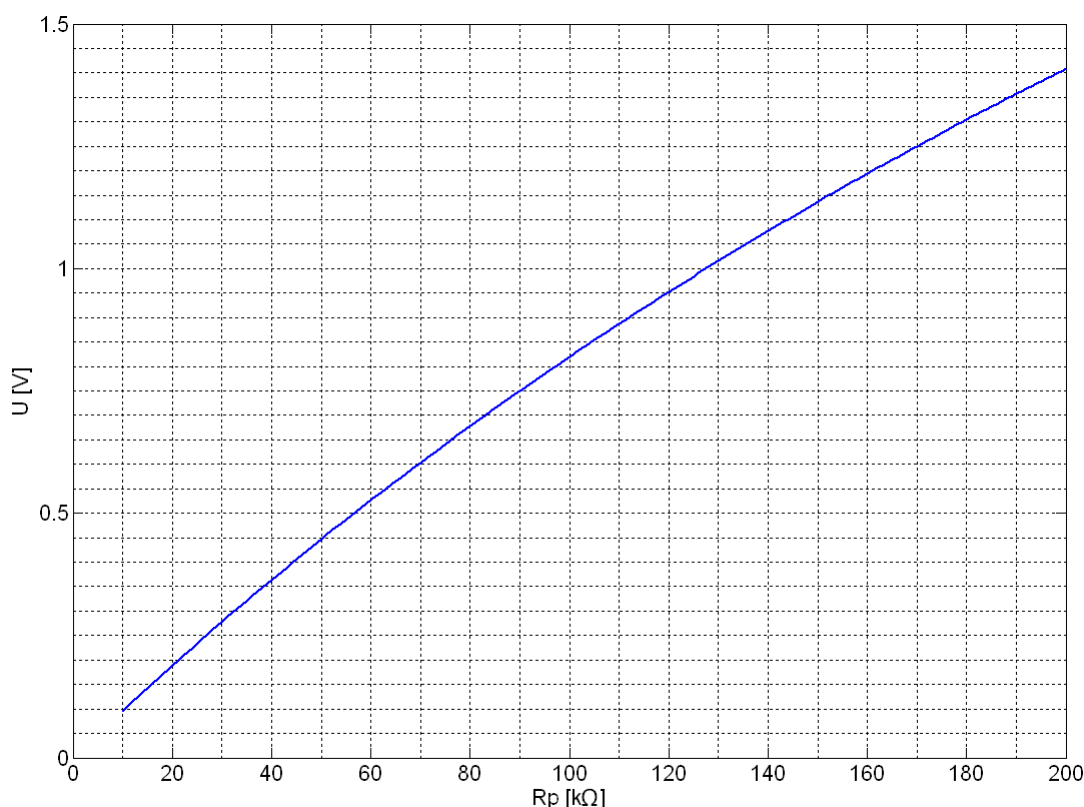


Obr. 4.8: Schéma zapojení děliče

k přerozdělení napětí na děliči, tuto změnu je možné detekovat a převést na hodnotu odporu podle vzorce

$$U = U_{nap} \cdot \frac{R_p}{R_1 + R_p}, \quad (4.8)$$

kde U je výstupní napětí, U_{nap} je napájecí napětí, R_p je odpor pacienta. Graf na obrázku 4.9 zobrazuje vypočítané hodnoty napětí na R_p pro změny odporu R_p v potřebném rozsahu 10-200 k Ω . Zapojení sice využije jen kladnou polovinu měřicího rozsahu zařízení, ale kvalita signálu je dostatečná a rozšíření modulu pro měření vodivosti o toto zapojení je snadné – můžeme použít i stejné konektory pro elektrody, stačí připojit napájecí napětí a změnit zesílení. Výsledná přesnost (rozlišení) tohoto zapojení je menší, než pro zapojení můstku s potenciometrem. Je ale možné jím naměřit celý potřebný rozsah bez dalšího nastavování, navíc známe i absolutní hodnotu vodivosti. Do zařízení proto bylo implementováno zapojení děliče.



Obr. 4.9: Závislost výstupního napětí děliče na odporu pacienta

Pro nastavování mezi měřením vodivosti nebo potenciálu byly použity dva přepínače, jeden připojuje pomocné napětí pro měření vodivosti a druhý volí odpor R_g , který nastavuje velikost zesílení. Do zapojení bylo také přidáno kalibrační tlačítko, které zajišťuje skokovou změnu odporu o 1 k Ω , čímž můžeme jednoduše ověřit přesnost a funkčnost zařízení.

4.6 Zhodnocení zařízení a analýza signálu

4.6.1 Hodnocení modulu

Zařízení je schopno měřit kožní potenciál i vodivost v potřebném rozsahu hodnot i frekvencí. Přepínání mezi měřením potenciálu a vodivosti probíhá dvěma přepínači a změnou nastavení aplikace. Velkou výhodou zapojení je napájení přímo z USB sběrnice, a tedy připojení pouze jedním kabelem. Zařízení nepotřebuje žádnou instalaci ovladačů v počítači, neboť využívá HID ovladačů, které bývají součástí systému, k funkci je tedy potřeba pouze vytvořená aplikace. K připojení elektrod slouží kabely s krokosvorkami, na obrázku 4.10 je zobrazeno zařízení v průběhu měření.

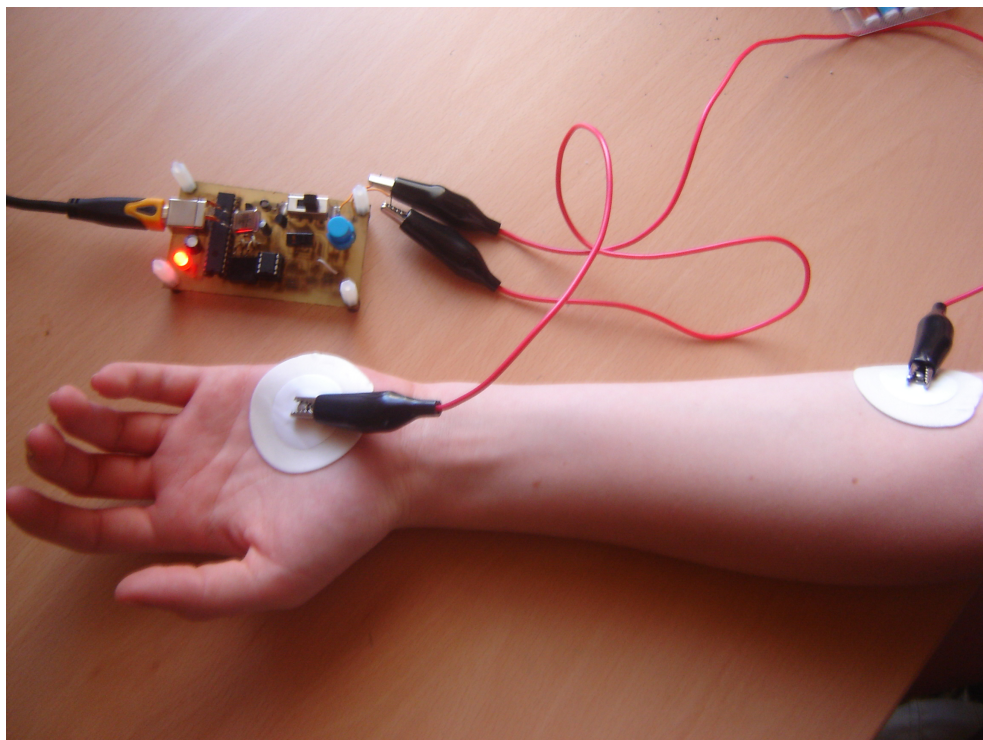
Naměřené hodnoty nejsou přesné, neboť zařízení neobsahuje možnost kalibrace signálu, což ale v signálu EDA příliš nevádí, neboť důležité jsou hlavně jeho relativní změny. U jednoho měřeného subjektu se také projevil nedostatečný měřicí rozsah vodivosti – tento rozsah byl zvolen na základě teoretických znalostí a v případě častějšího výskytu takovýchto hodnot by stačilo změnit zesílení a zvýšit tak měřicí rozsah. V signálu se vyskytuje šum (největší část však na digitálně odfiltrovaných frekvencích), který signál lehce zkresluje. Tento šum je způsoben velkým měřicím rozsahem zařízení (měřený signál se pohybuje vždy jen ve zlomku rozsahu), čemuž by se dalo zabránit odstraněním nepotřebné stejnosměrné složky a tím by se zmenšil nutný měřicí rozsah zařízení.

Oba signály reagují na stimuly velmi podobně, ale v signálu kožní vodivosti se vyskytuje více spontánních reakcí na neznámé stimuly. Kožní potenciál v některých případech vykazuje také vícefazickou odezvu jak popisuje teorie na obrázku 2.1.

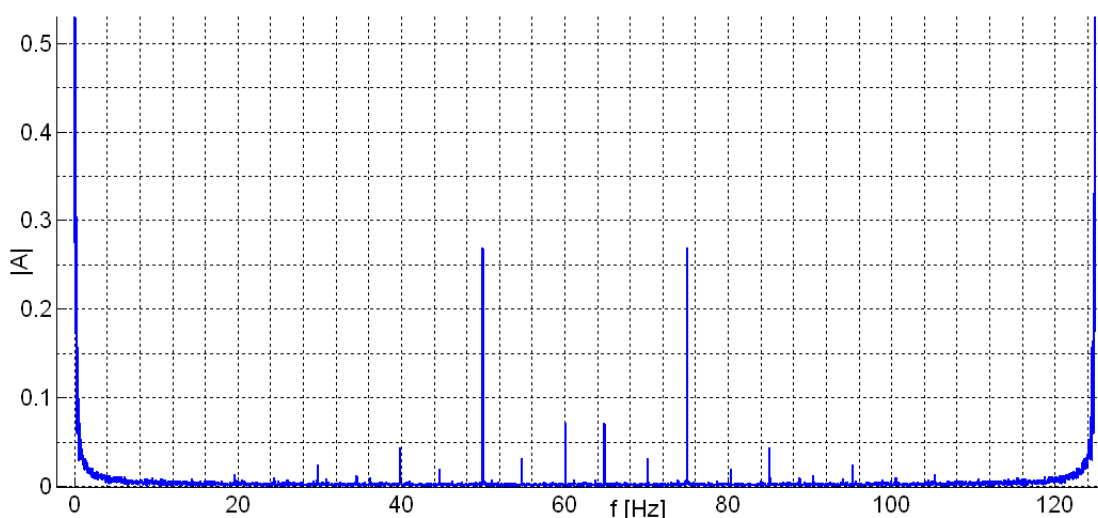
4.6.2 Filtrace signálu

Vzorkovací frekvence byla zvolena 125 Hz, aby nedošlo k aliasingu s případným síťovým brumem (i přes přítomnost analogového filtru) a přitom nebylo nutné ukládat příliš velké množství dat. V signálu se vyskytuje výrazné rušení, které je ze signálu potřeba odstranit. Ze spektra signálu na obrázku 4.11 je zřejmé, že malý šum se vyskytuje na všech frekvencích. Nejvýraznější rušení je zde síťový brum (50 Hz). Jelikož se signál pohybuje na hodnotách frekvence do 5 Hz, je jeho filtrace digitálními filtry velmi účinná.

Pro filtraci při online zobrazení byl použit Lymnův FIR filtr typu dolní propust s mezní frekvencí 10 Hz a délkou impulzní charakteristiky 21. Filtr je vhodný pro základní online zobrazení, protože zavádí jen malé zpoždění (10 vzorků). Jako vhodné pro vyhlazení signálu se ukázalo být průměrování signálu v okně 31 vzorků, které zavádí zpoždění o dalších 15 vzorků. Tento filtr sice signál částečně zkreslí, ale při nahrávání se signál vyhladí a snadno se v něm orientuje. Byl zvolen hlavně



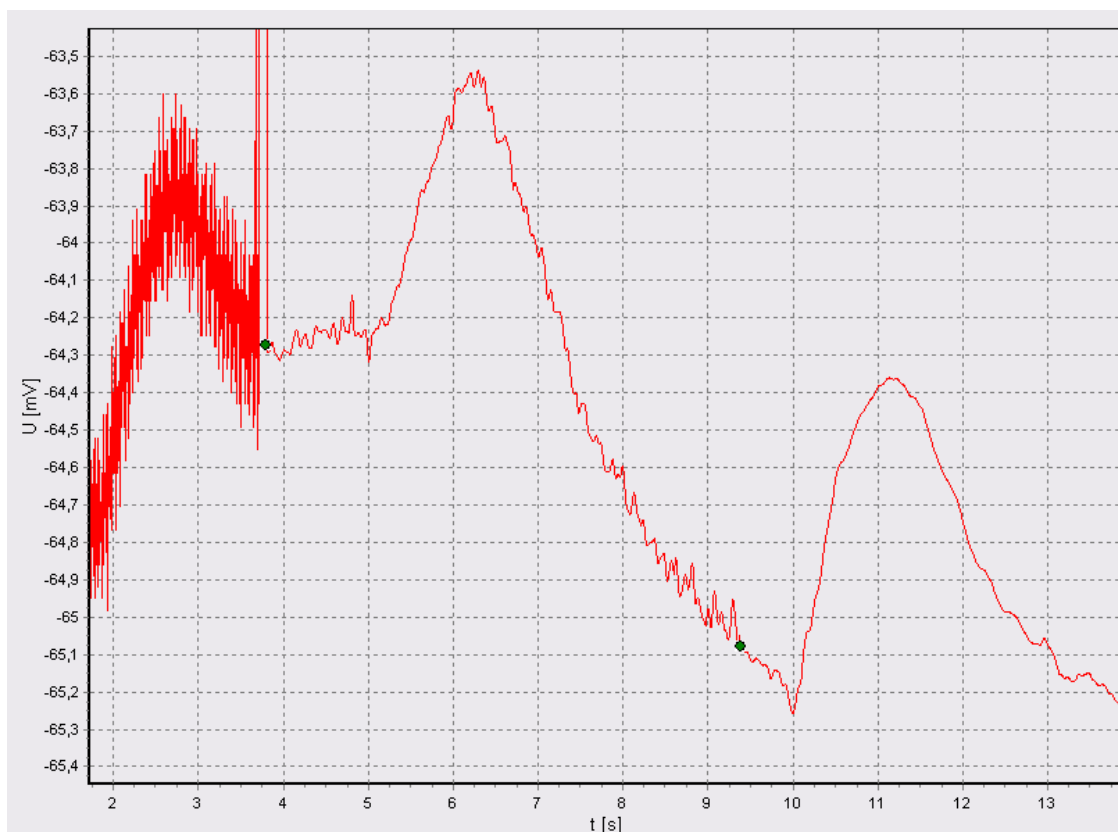
Obr. 4.10: Ukázka připojení modulu při měření kožního potenciálu



Obr. 4.11: Ukázka spektra původního signálu kožního potenciálu

kvůli snadnému provedení v programovacím prostředí Delphi. Výsledek těchto filtrací ukazuje obrázek 4.12, kde vidíme, že tato filtrace signálu je velmi úspěšná. Tyto filtry je možné v aplikaci deaktivovat. Data jsou ukládána v původním nefiltrovaném formátu pro možnost následného lepšího zpracování.

Pro následnou offline úpravu signálů bylo zvoleno prostředí Matlab. Zde se jako nejúčinnější jeví metoda nulování spektrálních čar. Při této metodě je ze signálu



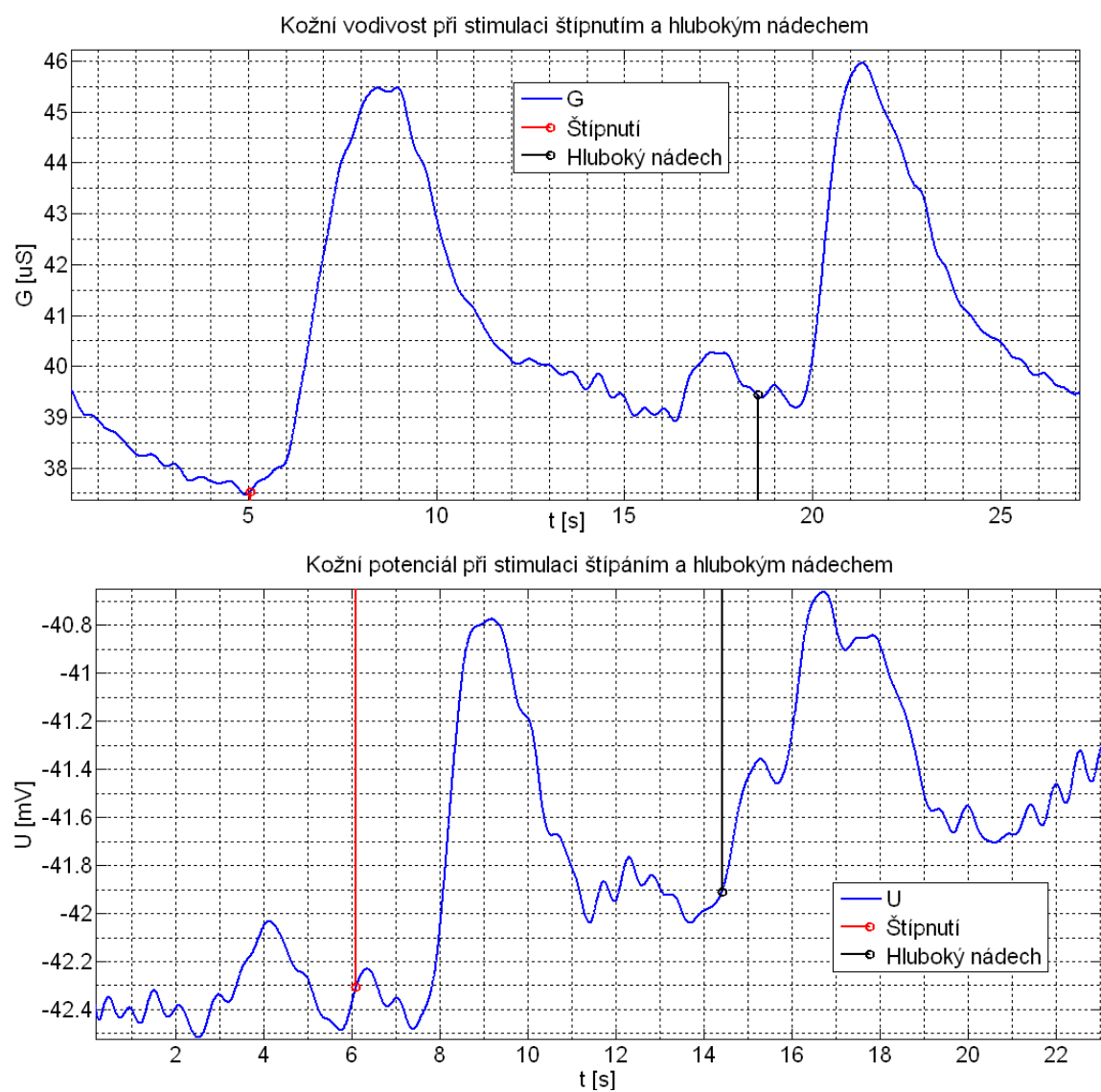
Obr. 4.12: Ukázka online filtrace záznamu kožního potenciálu v zapisovacím programu – bez filtrace, s FIR filtrem, s FIR i průměrovacím filtrem

vytvořeno Fourierovou transformací spektrum, jsou vymazány rušivé frekvence a inverzní Fourierovou transformací je toto upravené spektrum převedeno zpět na signál. Tato metoda je schopna případně odstranit i nepotřebnou stejnosměrnou složku do 0,03 Hz – tonickou úroveň, která se dá v reálném čase odstranit velmi obtížně, což by bylo vhodné pro automatické rozměřování signálu, detekce výchylek prahováním a podobná zpracování.

4.6.3 Stimulace štípnutím a hlubokým nádechem

Při testovacích měřeních byla odhalena výrazná odezva signálu na dýchání. Běžné (nevědomé) dýchání se v signálu neprojeví, ale hluboký nádech způsobí velkou odezvu.

Jako další zajímavý signál se jeví reakce na bolestivý stimul, protože odezva signálu i na málo intenzivní bolest má velkou amplitudu. Vhodný způsob stimulace je lehké štípnutí, hlavně pro svůj rychlý jednorázový průběh stimulu a jednoduchost provedení. Odezva signálu na štípnutí se objeví vždy a amplituda je závislá na intenzitě bolesti. Při opakované stimulaci se amplituda odezvy snižuje – nervová



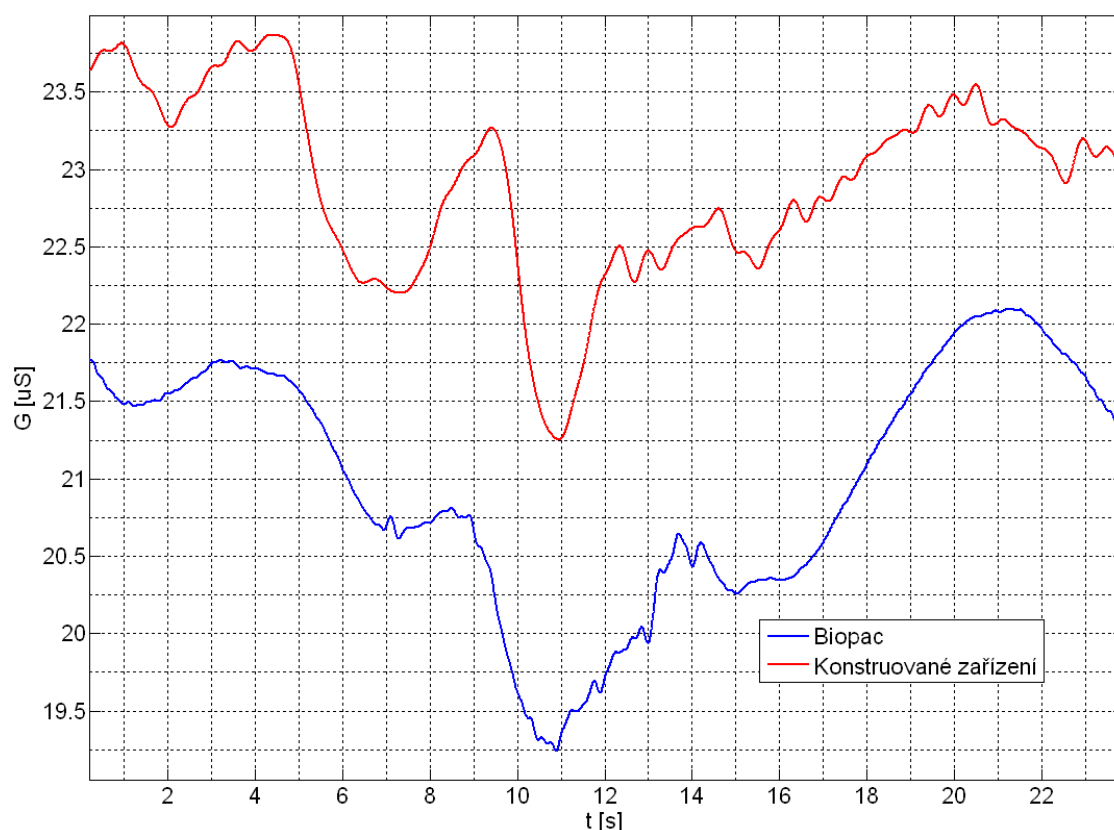
Obr. 4.13: Záznam kožního potenciálu a vodivosti při stimulaci štipnutím a hlubokým nádechem

centra snižují svou reakci na opakovaný podnět. Obrázek 4.13 ukazuje záznam kožního potenciálu a vodivosti při stimulaci štípnutím a hlubokým nádechem. Tyto záznamy jsou vhodné pro ukázkové měření, jejich rozměření nemá velký význam, neboť intenzita takového podnětu se nedá vhodně kvantifikovat.

4.6.4 Odezva na lež

Odezva kožního odporu (psychogalvanický reflex) se často používá jako jeden z měřených signálů polygrafu (detektoru lži). Ukázkové měření takového signálu je však obtížné, kvůli složitému navození vhodných podmínek. Pro velkou výchylku v signálu musí jít o závažnou lež za stresových podmínek. V signálu se objeví i odezva na jednoduchou lež (Například odpověď na otázku: Pršelo včera? – ano/ne.), avšak odezva na ni je velmi špatně odlišitelná od spontánních výchylek, nebo výchylky způsobené samotnou odpovědí.

4.6.5 Porovnání se signálem ze systému Biopac



Obr. 4.14: Porovnání kožní vodivosti ze systému Biopac a konstruovaného modulu

Pro porovnání se systémem Biopac, bylo provedeno současné měření s konstruovaným modulem na jednom subjektu na levé a pravé ruce. Kontrolní měření bylo provedeno pro měření kožní vodivosti a oba signály byly pro korektnost stejně frekvenčně omezeny, výsledek takového měření ukazuje obrázek 4.14. Jak vidíme tonická úroveň (stejnosemnná složka) signálu se liší, což může být způsobeno absencí kalibrace, avšak velikost stejnosměrné složky není v signálu příliš důležitá. Výraznější trendy v signálu jsou zachovány, ale v drobnějších výchylkách se signál liší. To může mít více důvodů, jednak samotný rozdíl mezi levou a pravou rukou, také nepřesné umístění elektrod nebo i princip samotného měřicího systému. Důležité výchylky a změny se v signálu konstruovaného modulu vyskytují a výsledky jeho měření modulem lze považovat za korektní. Oproti systému Biopac obsahuje konstruované zařízení větší rušení, zvláště pak na digitálně odfiltrovaných frekvencích, takže většina tohoto rušení se v signálu neprojeví.

5 ZÁVĚR

Nejprve jsem se v této práci zabýval strukturou kůže a její funkcí termoregulace organismu, neboť to bylo nezbytné pro správné pochopení vzniku signálu EDA. Podrobně jsem rozebral hlavně funkci potních žláz, neboť tvoří největší složku tohoto signálu. Dále bylo nutné se zaměřit na řízení potních žláz, pro pochopení vztahu mezi psychickým stavem organismu a EDA. Byly probrány jednotlivé EDA signály – vodivost, odpor a potenciál, fyziologie jejich vzniku, jejich vlastnosti a možnosti jeho snímání.

V další části jsem se pak zaměřil na otázky samotné konstrukce. Pro snímání byl zvolen signál SP s rozšířením o možnost přepnutí na měření SC. Při měření napětí (SP) stačí signál pouze vhodně zesílit. Pro měření vodivosti (SC) musí být signál vodivosti převeden na napětí, což bylo vyřešeno pomocí zapojení napětového děliče. Pro zesílení s odstraněním vlivu soufázových složek byl vybrán přístrojový zesilovač, který je k tomuto určený. Následuje aktivní filtrace, která slouží k odstranění vysokofrekvenčních složek a tím funguje i jako antialiasingový filtr. Signál je dále digitalizován pomocí A/D převodníku, který byl použit externí, aby bylo možné obvod galvanicky oddělit v digitalizované části mezi převodníkem a mikrokontrolérem. Díky oddělení v digitalizované části signál není zkreslen. Je zde však přenášen pomocí SPI, a proto bude použit specializovaný integrovaný obvod s indukčním přenosem – iCoupler®. Z mikrokontrolérů byl vybrán PIC18F2550, hlavně kvůli jeho hardwarově implementovanému USB rozhraní a speciálním instrukcím pro USB komunikaci, prostřednictvím kterého zařízení komunikuje s počítačem. Celý modul je napájen z USB sběrnice a plovoucí část je oddělena napětovým měničem.

Použitý mikrokontrolér byl naprogramován vytvořeným programátorem, dále byl navržen plošný spoj a zařízení bylo úspěšně zkonstruováno. Pro zobrazení a ukládání dat v PC byla vytvořena vhodná aplikace s možnostmi základního zobrazení a filtrace. Nevýhodou zařízení je mírné zkreslení signálu způsobené šumem, který vzniká pravděpodobně kvůli velkému měřicímu rozsahu zařízení, kde signál se pohybuje vždy jen ve zlomku tohoto rozsahu. Tomu by se dalo předejít odstraněním stejnosměrné složky, která při analýze signálu nemá velký význam. Jako vhodnější pro měření EDA se ukázalo měření SC, kde má signál větší hodnoty, a tudíž můžeme dosáhnout větší přesnosti měření. Pro otestování funkčnosti zapojení byla provedena úspěšná testovací měření. Porovnání s měřícím systémem Biopac funkčnost zařízení potvrdilo.

LITERATURA

- [1] ŠTORK, Jiří, et al. *Dermatovenerologie*. 1. vydání. Praha : Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-371-6.
- [2] BERNACIKOVÁ, Martina. Fyziologie ASEBS: Fyziologie a patofyziologie člověka v extrémních podmínkách. *Masarykova univerzita: Fakulta sportovních studií* [online]. © 2011 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/fyziologie/fyziologie-a-patofyziologie>>.
- [3] ANDREASSI, John L. *Psychophysiology: human behavior and physiological response*. 4th ed. Mahwah, N.J.: L. Erlbaum, Publishers, 2000, xxvi, 458 p. ISBN 08-058-2833-8.
- [4] CACIOPPO, John T, Louis G TASSINARY a Gary G BERNTSON. *Handbook of psychophysiology*. 3rd ed. New York: Cambridge University Press, 2007, x, 898 p., [4] p. of plates. ISBN 978-052-1844-710.
- [5] BIO433_ ANS. *StudyDroid* [online]. [cit. 2013-12-19]. Dostupné z: <<http://www.studydroid.com/prINTERfriendlyViewPack.php?packId=55904>>.
- [6] BOUCSEIN, W. *Electrodermal Activity: Methods of Elektrodermal Recording*. New York: Springer, 2012 ISBN 978-1-4614-1125-3.
- [7] MALMIVUO, J. PLONSEY, R. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields* [online]. [cit. 2013-11-20]. Dostupné z URL: <<http://www.bem.fi/book/>>.
- [8] GUYTON, Arthur C a John E HALL. *Textbook of medical physiology*. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, c2006, xxxv, 1116 p. ISBN 07-216-0240-1.
- [9] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská laboratorní technika*. 1. vyd. Brno: VUT, 2000, 119 s. ISBN 80-214-1770-6.
- [10] FOWLES, D. C., M. J. CHRISTIE, R. EDELBERG, W. W. GRINGS, D. T. LYKKEN a P. H. VENABLES. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*. 1981, č. 18.
- [11] KAINKA, Burkhard. *USB. Měření, řízení a regulace pomocí sběrnice USB*. 1. vyd. Praha: BEN, 2002, 247 s. ISBN 80-730-0073-3.
- [12] Universal Serial Bus Micro-USB Cables and Connectors Specification [online]. *USB Implementers Forum*. [cit. 2013-12-18]. Dostupné z: <http://193.219.66.80/datasheets/usb_20/Micro-USB_final/Micro-USB_1_01.pdf>.

- [13] KREJČÍ, Robert. Možnosti řešení USB rozhraní pro vlastní konstrukce: Obvody pro komunikaci se sběrnici USB. *Microdesignum* [online]. 30.07.2008 [cit. 2013-11-21]. Dostupné z: <<http://www.microdesignum.cz/clanky/Moznosti-reseni-USB-rozhrani-pro-vlastni-konstrukce.html>>.
- [14] Microchip. *PIC18F2455/2550/4455/4550 Data sheet* [online]. 27.10.2009 [cit. 2013-12-14]. Dostupné z: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>>.
- [15] KOLÁŘ, R. *Zesilovače pro snímání biologických signálů*. Přednášky ALDT: FEKT VUT v Brně, 2009.
- [16] Texas Instruments. *INA333 Datasheet* [online]. 2008 [cit. 2013-12-14]. Dostupné z: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>>.
- [17] Microchip. *MCP3202 Datasheet* [online]. 2008 [cit. 2013-12-18]. Dostupné z: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21034D.pdf>>.
- [18] FAVIÁN, Ing. Vratislav a Ing. Martin DOBIÁŠ. *Použití technických norem ve zdravotnictví* [online]. 2007. [cit. 2014-01-02] Dostupné z: <<http://www.fbmi.cvut.cz/e/pouziti-technicky-norem-ve-zdravotnictvi/1846.pdf>>.
- [19] VEJROSTA, Vladimír. *Konstrukce zdravotnických elektrických přístrojů: aplikace požadavků mezinárodních a evropských norem*. Praha: Česká společnost pro zdravotnickou techniku, 2001, 72 s. ISBN 80-020-1460-X.
- [20] ROBENEK, Jan. Blýská se optoclenům na horší časy?. *HW.cz* [online]. [cit. 2013-12-19]. Dostupné z: <<http://www.hw.cz/teorie-a-praxe/blyska-se-optoclenum-na-horsi-casy.html>>.
- [21] Analog devices. *ADUM1401 Datasheet* [online]. 2006 [cit. 2013-12-18]. Dostupné z: <http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADuM1400_1401_1402.pdf>.
- [22] Aimtec *AM1S-0507SZ* [online]. [cit. 2013-12-19]. Dostupné z: <<http://www.gme.cz/img/cache/doc/332/209/am1s-0505sz-datasheet-1.pdf>>.
- [23] How to make a JDM Programmer. *RON Robotics* [online]. [cit. 2014-04-14]. Dostupné z: <<http://www.rakeshmondal.info/How-to-make-a-JDM-Programmer>>.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EDA elektrodermální aktivita – Electrodermal Activity

SP kožní potenciál – Skin Potential

SC kožní vodivost – Skin Conductance

SR kožní odpor – Skin Resistance

GSR galvanická kožní odezva – Galvanic Skin Response

USB univerzální sériová sběrnice – Universal Serial Bus

CMRR činitel potlačení souhlasného rušení – Common Mode Rejection Ratio

A/D Analogově-digitální

SPI sériové periferní rozhraní – Serial Peripheral Interface

IDE integrované vývojové prostředí – Integrated Development Environment

HID zařízení zprostředkující komunikaci s uživatelem – Human Interface Device

DPS Deska plošného spoje

U_{in} Vstupní napětí stabilizátoru

U_{out} Výstupní napětí stabilizátoru

I_{max} Maximální odebíraný proud ze stabilizátoru

f_{mez} Mezní frekvence filtru

R_G Odpor nastavující zesílení

A_{U1} Zesílení zesilovače IC3

A_{U2A} Zesílení zesilovače IC2 pro měření napětí

A_{U2B} Zesílení zesilovače IC2 pro měření vodivosti

I_{pmax} Maximální dovolený pomocný proud pacientem

U_{nap} Napájecí napětí můstku/děliče

R_p Odpor pacienta

SEZNAM PŘÍLOH

A Celkové schéma zapojení

B Deska plošného spoje

B.1 Předloha desky (M1:1)

B.2 Osazení součástek (M1:1)

B.3 Osazená deska

C Seznam součástek

D Elektronické přílohy (CD)

D.1 Aplikace

D.2 Návrh DPS v programu eagle

D.3 Podklady na výrobu DPS

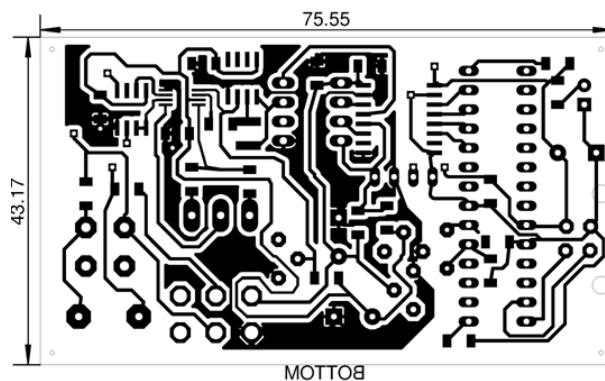
D.4 Zdrojové kódy softwaru

D.5 Zdrojové kódy firmwaru

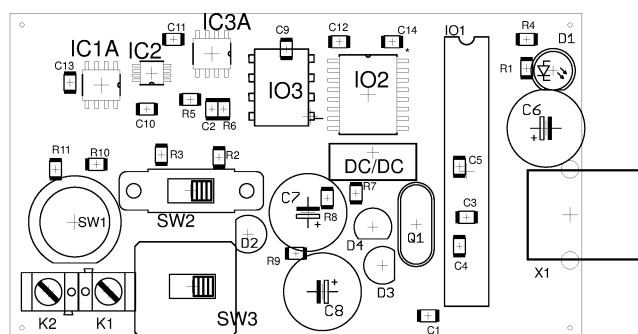
[illegible]

B DESKA PLOŠNÉHO SPOJE

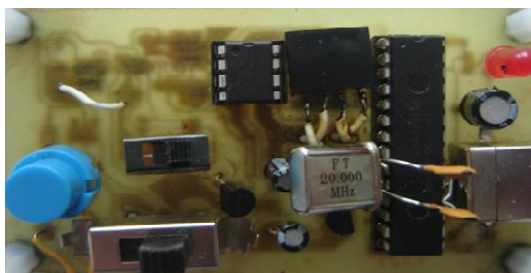
B.1 Předloha desky (M1:1)



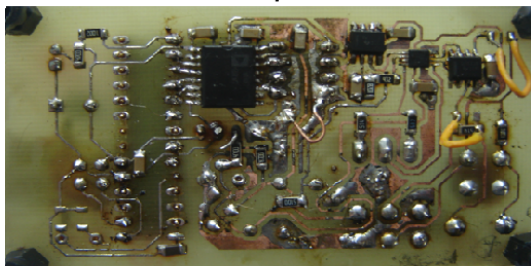
B.2 Osazení součástí (M1:1)



B.3 Osazená deska



Top



Bottom

C SEZNAM SOUČÁSTEK

Označení	Hodnota	Pouzdro	popis
C1	220n	C1206	keramický kondenzátor
C2	50 μ	C050-025X075	elektrolytický kondenzátor
C3 - C4	22p	C1206	keramický kondenzátor
C5	100n	C1206	keramický kondenzátor
C6	50 μ	C050-025X075	elektrolytický kondenzátor
C7, C8	10 μ	C050-025X075	elektrolytický kondenzátor
C9 - C14	100n	C1206	keramický kondenzátor
R1	470R	R1206	SMD rezistor
R2	5k6	R1206	SMD rezistor
R3	510k	R1206	SMD rezistor
R4	10k	R1206	SMD rezistor
R5	4k3	R1206	SMD rezistor
R6	8k2	R1206	SMD rezistor
R7 – R8	180R	R1206	SMD rezistor
R9	270R	R1206	SMD rezistor
R10	510k	R1206	SMD rezistor
R11	1k	R1206	SMD rezistor
X1	-	USB1X90B	USB konektor
Q1	20MHz	HC-49U	krystal
IO1	PIC18F2550	DIL28	mikrokontrolér
IO2	ADUM1401	SOIC16	indukční oddělovač
IO3	MPC3202	DIP8	A/D převodník
IC1, IC3	OPA2333	SOIC8	operační zesilovač
IC2	INA333	MSOP8	přístrojový zesilovač
DC/DC	AM1S-0507SZ	NME	napěťový měnič
SW1	-	P-DT6	tlačítkový spínač
SW2	-	P-B144	páčkový přepínač
SW3	-	320-938	páčkový přepínač
D1	L-53LID	LED5MM	červená LED dioda
D2	LM336Z-2,5	TO-92	stabilizátor napětí
D3, D4	LM336Z-5	TO-92	stabilizátor napětí