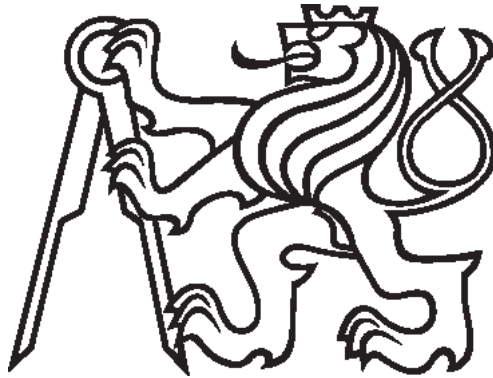


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra telekomunikační techniky



IoT senzor pro měření pohybů kosterního svalstva

IoT Sensor for Measurement of Skeletal Muscle Movements

květen 2019

Diplomant: Bc. Lukáš Gregora

Vedoucí práce: Ing. Bc. Lukáš Vojtěch, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem zadanou diplomovou práci zpracoval sám s přispěním vedoucího práce a konzultanta a používal jsem pouze literaturu v práci uvedenou. Dále prohlašuji, že nemám námitek proti půjčování nebo zveřejňování mé diplomové práce nebo její části se souhlasem katedry.

Datum: 24. 5. 2019

.....

podpis diplomanta

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Gregora** Jméno: **Lukáš** Osobní číslo: **420255**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávací katedra/ústav: **Katedra telekomunikační techniky**
Studijní program: **Elektronika a komunikace**
Studijní obor: **Komunikační systémy a sítě**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

IoT senzor pro měření pohybů kosterního svalstva

Název diplomové práce anglicky:

IoT Sensor for Measurement of Skeletal Muscle Movements

Pokyny pro vypracování:

Na základě dodaných podkladů a HW od zadavatele práce, navrhnete a realizujete IoT senzor pro detekci pomalých pohybů kosterního svalstva. Využijte spojení dodaného senzoru a vybrané embedded platformy. Pozornost věnujte nejen nastavení pracovních bodů senzoru, filtraci snímaných dat, ale také problematice bezdrátových datových přenosů v prostředí medicíny (zaměřte se zejména na technologie WiFi a BLE).

Seznam doporučené literatury:

- [1] F. Pfanner, T. Allmendinger, T. Flohr and M. Kachelrieß: 'Monitoring respiratory motion using continuous wave Doppler radar in a near field multi antenna approach. 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), Anaheim, CA, 2012, pp. 3575-3581. doi: 10.1109/NSSMIC.2012.6551819
- [2] R. Oshana: DSP Software Development Techniques for Embedded and Real-Time Systems. Elsevier, 2006, ISBN 0080491197.
- [3] L. Vojtěch a kolektiv: RadarMyoGraf. Projektová dokumentace, ČVUT v Praze, 2018.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Lukáš Vojtěch, Ph.D., katedra telekomunikační techniky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **11.02.2019**

Termín odevzdání diplomové práce: _____

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2020**

Ing. Lukáš Vojtěch, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

14.3.2019

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Anotace:

Tato diplomová práce pojednává o konceptu měření svalové aktivity kosterního svalstva. Teoretickou částí práce je seznámení se současnými metodami měření kosterního svalstva, obzvláště se zaměřením na izometrické kontrakce a jejich výhody a nevýhody vzhledem k pacientům a zdravotnickému personálu. V praktické části se práce zabývá návrhem cenově dostupného řešení, jednoduchého na přípravu a vhodného pro použití v domácím prostředí. V návrhu se používá principu Dopplerova radaru s následnou filtrací přijatého signálu a dalším zpracováním s využitím embedded platform. Monitor aktivity kosterního svalstva je navrhován jako IoT senzor, samozřejmostí je tedy možnost bezdrátového ovládání a přenosu naměřených dat. Součástí návrhu je mobilní aplikace, která slouží k ovládání IoT senzoru a k vizualizaci naměřených hodnot. Pozornost je věnována také dalšímu možnému využití bezdrátového přenosu dat v oblasti medicíny. V závěru práce je provedeno experimentální měření s realizovaným IoT senzorem na různých částech lidského těla.

Klíčová slova:

IoT senzor, kosterní svalstvo, Myograf, Dopplerův radar, rehabilitace

Summary:

This master thesis discusses a concept of measuring of skeletal muscle movements. In a theoretical part, this work aims to examine today's techniques of skeletal muscle measurement with special focus on isometric contractions and their advantages and disadvantages for patients and healthcare personnel. In a practical part, this work aims to design an affordable and easy to use solution of skeletal muscle measurements for home healthcare. The design uses concept of Doppler radar with analog filtering of measured signal and further processing using embedded platforms. The sensor for measurement of skeletal muscle movements is designed as an IoT sensor; this includes a possibility of wireless control and wireless data transfer. The design includes a mobile application which is used to control the IoT sensor and visualize received data. Attention is also brought to other possible use of wireless data transfer in medicine. An experimental measurement with constructed IoT sensor on various body parts takes place in the end of this work.

Index Terms:

IoT sensor, skeletal muscles, Myograph, Doppler radar, rehabilitation

Poděkování

Děkuji vedoucímu práce Ing. Bc. Lukáši Vojtěchovi, Ph.D. za užitečnou metodickou pomoc a cenné rady při zpracování této diplomové práce. Můj dík patří také Ing. Robertu Pačandovi za velmi cenné konzultace při návrhu analogového filtru.

V Praze dne 24.5.2019.

.....
podpis diplomanta

Obsah

Úvod.....	8
1. Druhy fyzických léčebných rehabilitací.....	10
1.1. Léčebná rehabilitace u imobilních nebo částečně imobilních pacientů.....	10
1.2. Léčebná rehabilitace tendinopatií.....	10
1.3. Snižování krevního tlaku za pomoci izometrických kontrakcí.....	11
2. Současné metody měření svalových kontrakcí.....	12
2.1. Handgrip.....	12
2.2. Metoda tensiomyografie (TMG).....	12
2.3. Ultrazvuková elastografie.....	13
2.4. Elektromyografie (EMG).....	13
3. Kosterní svalstvo.....	14
4. Návrh řešení bezkontaktního monitoru svalové aktivity.....	16
5. Použité pomůcky pro realizaci zapojení.....	17
5.1. Dopplerův radar.....	17
5.2. Embedded platformy.....	20
5.2.1. Arduino Uno.....	20
5.2.2. Raspberry Pi model B.....	21
6. Návrh a realizace zapojení.....	22
6.1. Signál Dopplerova radaru.....	22
6.2. Kombinace platformy Raspberry Pi a Arduino Uno.....	23
6.2.1. Zapojení sestavy.....	23
6.2.2. Nastavení citlivosti radaru.....	24
6.2.3. Shrnutí zapojení kombinací platforem Raspberry Pi a Arduino Uno.....	25
6.3. Kombinace platformy Raspberry Pi a A/D převodníku ADS 1115.....	25
6.3.1. Zapojení sestavy s převodníkem ADS 1115.....	25
6.3.2. A/D převodník ADS 1115.....	26
6.3.3. Shrnutí zapojení kombinace platformy Raspberry Pi a převodníku ADS 1115.....	27
7. Analogový obvod pro přizpůsobení signálu.....	28
7.1. Potřebné zesílení pro radarem přijatý signál.....	28
7.2. Zesilovač a frekvenční filtr.....	29
7.2.1. Návrh frekvenčního filtru.....	29

7.2.2. Návrh plošného spoje.....	30
8. Digitální zpracování hodnot.....	34
8.1. Komunikační rozhraní pro komunikaci s převodníky	34
8.2. Řízení IoT senzoru prostřednictvím Embedded platformy	35
8.2.1. Celkové shrnutí funkcí IoT senzoru.....	35
8.2.2. Jednotlivé třídy a funkce řídicího programu.....	37
8.3. Mobilní aplikace Myograf.....	40
9. Bezdrátová technologie přenosu dat pro medicínské účely	44
9.1. Využití Bluetooth v oblasti medicíny	44
9.2. Využití WiFi v oblasti medicíny.....	45
10. Měření svalové aktivity pomocí IoT senzoru.....	46
10.1. Konstrukční řešení senzoru	46
11. Závěr	52
Seznam obrázků.....	54
Seznam tabulek.....	54
Reference	55
Příloha 1.....	58
Příloha 2.....	59
Příloha 3.....	60
Příloha 4.....	61
Příloha 5.....	62

Úvod

Rehabilitace je nedílnou součástí současných medicínských postupů, ať už jako metoda rekonvalescence a znovunastolení funkcí částí lidského těla nebo jako metoda prevence či obvyčejného udržování těla a jeho funkcí kondici za pomoci různých cvičení. Kromě nedílné složky ošetrovatelského procesu dokáže využití rehabilitace zkvalitnit pohybový aparát, ovlivnit bolest, snížit svalovou únavnost či zlepšit paměťové schopnosti (1). Rehabilitační terapii lze dělit na kognitivní (učení a zlepšování schopností), pracovní (pomáhá osobě zvyknout si na vykonávání denních prací doma či v zaměstnání), farmaceutickou rehabilitaci (využívá léků pro znovuoobnovení fyzických a mentálních funkcí člověka), fyzickou rehabilitaci (zahrnující aktivity a cvičení ke zlepšení pohybů, stability a balance lidského těla), rekreační terapii (zlepšující emoční a sociální stav člověka pomocí relaxačních cvičení a rekreačních aktivit), řečovou terapii (pomáhá zlepšit pohyby úst a jazyka za účelem vylepšení řečových schopností člověka) či terapie pomocí umění (pomáhající lidem vyjadřovat emoce) (2). Tato práce se zabývá fyzickou rehabilitací, ať už preventivní, poúrazovou či pooperační. Fyzická rehabilitační cvičení se dělí na různé typy podle zaměření. Velkou oblastí je léčebná rehabilitace u imobilních nebo částečně imobilních pacientů. Jedná se o pacienty, kteří utrpěli různá poranění, prošli operacemi, byli hospitalizováni nebo jsou nemocní se svalovými a nervosvalovými onemocněními. Další oblastí je léčebná rehabilitace tendinopatií. Do této oblasti spadají pacienti s onemocněním šlach a šlachovitých úponů. Nemalou a také důležitou část tvoří fyzická rehabilitace zaměřená na snížení krevního tlaku, která vedle farmakoterapie a výživových opatření tvoří důležitou roli při snížení rizikových faktorů kardiovaskulárních onemocnění (infarkt myokardu, cévní mozková příhoda, srdeční selhání) (3).

Tato práce se zabývá formou bezkontaktního měření pohybů končetin lidského těla za účelem fyzické rehabilitace. Speciální pozornost je věnována rehabilitaci metodou tzv. izometrických kontrakcí. Při izometrické kontrakci se vzdálenost začátku svalu a úponu nemění a nedochází tedy ke změně délky svalu. Sval je aktivní, napětí se zvyšuje, ale není žádná vnější změna výchozí pozice (4). Příkladem takové kontrakce je např. tlak proti pevné překážce. Tento typ kontrakce je velice šetrný ke kloubům, protože nedochází k jejich pohybu, a proto se často používá jako první typ rehabilitačních cvičení po různých zraněních, kdy pohyb v kloubu není žádoucí. Mezi další dva druhy kontrakce patří koncentrická kontrakce, kdy svaly aktivně vyvíjí sílu, svalová síla převyšuje velikost odporu, dochází k pohybu v kloubu a zároveň ke zkracování svalů (5). Většina pohybů vzhůru je produkována koncentrickou kontrakcí, kdy zároveň dochází k překonání gravitace. Ve chvíli, kdy je zatížení svalu větší než vyvíjená síla, se jedná o kontrakci excentrickou. V takovém případě také dochází k pohybu v kloubu, ale sval se prodlužuje (5). Poslední dva typy kontrakce jsou snadno vizuálně detekovatelné pohyby, naproti tomu izometrická kontrakce není vizuálně snadno detekovatelná, avšak právě izometrická kontrakce je díky své šetrnosti ke kloubům a nenáročnosti pro imobilní pacienty vhodná pro rehabilitační účely.

Pro maximální efektivitu rehabilitace a průběžnou kontrolu progresu pacienta je třeba izometrické kontrakce monitorovat. V současné době se pro monitorování svalové aktivity používá několik metod. Jedou z metod je elektromyografie (EMG), ve které se k popisu činnosti využívá snímání elektrické aktivity svalů a nervů, které svaly řídí (6). Metoda vyžaduje odborné umístění elektrod, asistenci vyškoleného personálu a nelze ji použít ve všech situacích. Další možnou metodou pro hodnocení svalové kontrakce je např. ultrazvuková elastografie, která hodnotí tuhost svalu (3). Obě metody jsou však poměrně náročné na implementaci, a tak se pro měření izometrických kontrakcí příliš nevyužívají.

V této práci je rozpracován návrh bezkontaktní verze Myografu – zařízení pro měření svalové aktivity a izometrických kontrakcí. Pomocí takového zařízení budou rehabilitační zařízení schopna vyhodnotit účinnost a efektivitu rehabilitačních programů. Princip zařízení je zamýšlen na bázi Dopplerova radaru – tedy vyslání a přijetí odražené vlny od povrchu lidské kůže. Pohyb svalu způsobí změnu povrchu lidské kůže, a tedy změnu odrazové plochy, čímž způsobí fázový posun odražené vlny, který je následně měřitelný na přijímači. Návrh řešení je koncipován intuitivně pro uživatele a zároveň má být i cenově dostupný. Důležitý význam hraje mobilita zařízení a možnost využívat zařízení v pacientově soukromí – např. doma, kde by zpětná vazba na progres ve cvičení byla dostupná pacientovi vizuálně prostřednictvím mobilní aplikace a lékaři prostřednictvím komunikačního protokolu pro speciální medicínské potřeby.

První část této práce je věnována teoretickému rozboru různých typů fyzických rehabilitačních metod a podrobnějšímu seznámení s možnými způsoby měření svalové aktivity. V druhé části práce následuje návrh bezkontaktního zařízení pro monitoring svalové aktivity na bázi Dopplerova radaru, jeho realizace a diskuze nad naměřenými výsledky.

1. Druhy fyzických léčebných rehabilitací

Léčebná rehabilitace je komplex medicínských preventivních, diagnostických a terapeutických opatření směřujících k obnově maximální funkční zdatnosti jedince postiženého na zdraví. Dále je léčebná rehabilitace nedílnou součástí ošetrovatelského procesu. Jejím cílem je předcházet změnám, které mohou doprovázet základní onemocnění, např. trofické změny z inaktivity, vycvičit u nemocného kompenzační mechanismy v rámci postiženého orgánu (snaha zajistit, aby funkční úbytek u postiženého orgánu byl co nejmenší), cvičit substituční mechanismy nepostižených částí těla, cvičit a udržovat tělesnou zdatnost, tedy cíleně zvyšovat a udržovat kondici organismu a nácvik všedních denních činností (1). Hlavními cíli fyzikální terapie je odstranění bolesti či zlepšení atrofie tkání.

1.1. Léčebná rehabilitace u imobilních nebo částečně imobilních pacientů

Četnost pohybů a častá rehabilitace mají pozitivní přínos u různých skupin pacientů – jedná se o pacienty po úrazech či operacích, pacienty hospitalizované na ARO (anesteziologicko – resuscitační oddělení) či JIP (jednotka intenzivní péče), pacienty nemocné s různými svalovými a nervosvalovými onemocněními atd. Časná rehabilitace má přínos jednak pro samotný muskuloskeletální systém, dále pro kardiometabolický systém nemocných a také pro jejich duševní zdraví. Absence časté rehabilitace zhoršuje zdravotní stav pacientů a kvalitu jejich života (3). U mnohých skupin pacientů však není vždy možné provádět klasickou rehabilitaci rehabilitačními cvičeními např. z důvodu nežádoucích pohybů v kloubu z důvodu zranění či blízkosti pooperační rány, nebo z důvodu nedostatečné síly svalů nebo jiných omezení. Také u pacientů s pooperačními či jinými pohybovými omezeními je třeba provádět rehabilitaci, a proto je zde myšlenka izometrických kontrakcí. Jedná se o kontrakce, kdy dochází k aktivaci svalů, ale nedochází k samotnému pohybu končetiny – tedy sval se nezkrátí a nedojde k pohybu v okolních kloubech. Příkladem je např. výdrž ve dřepu, tlak na nepohyblivou podložku nebo pouhé zatnutí svalu. Při klasické rehabilitaci, kdy dochází k pohybům v kloubech a k aktivnímu smršťování svalů, má rehabilitační pracovník přehled nad počtem opakování a intenzitou kontrakcí, u izometrických kontrakcí taková zpětná vazba chybí. Aby mohla být izometrická kontrakce pro tento účel rehabilitace rozšířeně využívána, je třeba mít k dispozici řešení umožňující kontrolu její intenzity a četnosti.

1.2. Léčebná rehabilitace tendinopatií

Chronická zánětlivá i nezápětlivá onemocnění šlach a šlachových úponů, tzv. tendinopatií se vyskytují nejvíce u lidí se sportovní a fyzickou aktivitou, ale byly objeveny výskyty také u populace nevěnující se aktivně sportu. Přesná příčina těchto onemocnění

není známá, nicméně se předpokládá, že se jedná o kombinace nárazového zatížení a neefektivní biomechaniky dolních končetin a pohybového aparátu (7). Rehabilitace patelární tedinopatie (tzv. skokanské koleno) či laterální epikondilitidy (tzv. tenisový loket) mohou být obtížné a dlouhé a vyžadují nejen pečlivé plánování ze strany lékaře, ale také disciplínu a vytrvalost v dodržování programu ze strany pacienta. Experimentální testy (8) ukazují, že excentricky-koncentrický trénink (trénink, při kterém se svaly prodlužují anebo zkracují) kombinovaný s izometrickými kontrakcemi měl největší účinek na snížení bolesti a zlepšení funkce na konci léčby. Obdobně jako při léčebné rehabilitaci u imobilních a částečně imobilních pacientů zmíněné v předchozí kapitole i zde je třeba stálého monitorování rehabilitačního procesu. Zároveň je důležité, aby se pacient mohl věnovat rehabilitaci i z pohodlí svého domova, právě z důvodu délky jejího konání. Rehabilitační zařízení, které by mohl mít pacient u sebe doma a zároveň by zobrazovalo průběh pacientovy rehabilitace je také vhodným motivačním prvkem k provádění daného typu rehabilitace.

1.3. Snižování krevního tlaku za pomoci izometrických kontrakcí

Dle výzkumu napomáhá rehabilitace v podobě izometrických kontrakcí ke snižování systolického a diastolického krevního tlaku (9). Vysoký krevní tlak je jedním z nejvýznamnějších rizikových faktorů kardiovaskulárních onemocnění (infarkt myokardu, cévní mozková příhoda, srdeční selhání) a významně se podílí na předčasné mortalitě a zhoršení kvality života pacientů. Bez přesné kontroly, supervize prováděných cvičení a kontroly dechu může však tato metoda naopak vést ke zvyšování krevního tlaku (10). Proto musí být v tomto případě forma rehabilitace za pomoci izometrických kontrakcí důkladně monitorována. I zde je kladen důraz na možnost realizace formy rehabilitačních cvičení v domácím prostředí, a proto je potřeba zařízení, které takovou variantu nabízí. V současné době se pro tento účel používá zařízení zvané „handgrip“, které bude popsáno v následující kapitole.

2. Současné metody měření svalových kontrakcí

Cviky založené na bázi izometrických kontrakcí mohou být použity pro zlepšování kondice svalů či rehabilitaci. K maximalizaci jejich účinku a zároveň zamezení nadměrné únavy svalů je třeba cviky provádět podle zdravotnického předpisu, který specifikuje jejich intenzitu a trvání pod zdravotnickým dohledem. Proto je třeba mít k dispozici systém, který umožňuje jak zdravotnickému personálu, tak pacientovi zobrazení a vyhodnocení výsledků v reálném čase.

2.1. Handgrip

Handgrip je metoda měření, při které je pro měření síly typicky využíváný ruční dynamometr, který měří sílu mechanicky, hydraulicky nebo jako změnu elektrického napětí z jednoho či více zátěžových snímačů složených z tenzometrických senzorů. Signál je následně převeden do digitální podoby pro pohodlnější čtení dat a data mohou být doplněna také graficky. Měření metodou handgrip závisí na dvou faktorech: jedním faktorem je síla která je měřena, typ kontrakce a metoda měření. Druhým faktorem je způsob uchopení objektu, který je pro potřeby měření využíván (11).

V případě izometrických kontrakcí – jinak řečeno také statický handgrip – nedojde ke změně polohy na měřicím zařízení, a tedy ani žádný pohyb nemůže být zaznamenán. Jedná-li se o koncentrickou kontrakci, pak je vnitřní síla svalu konstantní a sval se zkracuje. V tomto případě je vykonávána činnost. Obecně lze říci, že koncentrická síla tvoří asi 80 % izometrické síly, tento poměr je však závislý na zkracování svalu (11). Posledním typem je excentrická kontrakce, při které je překonávána síla svalu a dochází ke kontrole rychlosti pohybu. Všechny zmíněné typy kontrakcí jsou pro typickou lidskou činnost běžné. Síla úchopu je také závislá na typu kontaktu mezi rukou a držným objektem. Metoda handgrip je však z důvodu nevhodnosti pro měření izometrických kontrakcí nepoužitelná pro uvedené rehabilitační metody založené právě na izometrických kontrakcích.

2.2. Metoda tensiomyografie (TMG)

TMG je neinvazivní metoda, která určuje diagnózu určitého svalového typu a svalového stavu (únava, stresový vliv na tělo), diagnózu funkční svalové symetrie (buď časové, nebo morfologické) a hodnocení svalové synchronizace (12). Využívá se ve sportovní medicíně, rehabilitaci a výzkumu pro odhalení skrytého svalového poranění či slabosti, dále na diagnostiku typu svalových vláken a jejich stavu, zhodnocení rekonvalescence či k zajištění připravenosti ke sportovnímu výkonu a k optimalizaci tréninkového a léčebného procesu.

Metoda je založena na detekci kontrakce svalového bříška v reakci na elektrický impuls. Vyhodnocení svalového tréninku může být provedeno za přerušované

elektrické stimulace svalu. Stimulace se provádí při zvyšujících se intenzitách elektrického proudu mezi 10 – 65 mA a délka stimulace je jedna milisekunda. Elektrická stimulace vytváří izometrickou kontrakci (12). Detekce svalové odezvy na elektrický podnět se provádí senzorem umístěným kolmo k povrchu svalů. V důsledku elektrické stimulace dojde k příčnému pohybu svalových vláken, který senzor zaznamená.

2.3. Ultrazvuková elastografie

Elastografie je moderní metodou založenou na principu měření elastického odporu tkání. Kromě vyšetřování povrchových drobných lézí, jako jsou lymfatické uzliny nebo ložiska prsní žlázy, je elastografie v poslední době používána k vyšetření parenchymatózních orgánů, a to především jater (13). Patologické změny tkáně se projeví změnou mechanických vlastností, zejména změnou tuhosti. Tkáně také vykazují vedle základních vlastností pevnosti a pružnosti i viskoelastické a poroelastické vlastnosti. Komprese se provádí přímo ultrazvukovou sondou, nebo jiným zařízením a porovnávají se výsledky měření před a po kompresi. Metoda na základě měření odpovědi na silové působení vykonávané na povrch těla poskytuje rekonstrukci vnitřní struktury měkkých tkání (14).

2.4. Elektromyografie (EMG)

Jedná se o výzkumnou metodu, ve které se k popisu činnosti využívá snímání elektrické aktivity svalů a nervů, které svaly řídí. Principem je záznam akčního potenciálu, který vzniká aktivací svalu nebo drážděním periferního nervu. Elektromyografie (EMG) je studium potenciálů spojených se svalovou aktivitou při pohybu. Svalovina je stimulována ke kontrakci akčním potenciálem spouštějícím depolarizaci a polarizaci uvnitř jednotlivých vláken svalů vytvářející elektromagnetická pole, která mohou být měřena pomocí EMG (15). Zaznamenaný EMG signál představuje souhrnnou aktivitu pro definovanou událost v uzlu pro snímací zónu elektrody. EMG elektrody mají definovanou zónu, která závisí na zdroji signálu k elektrodě. Mezi faktory, které se běžně analyzují v rámci EMG, patří nábor svalů, doba trvání aktivity a úroveň aktivity (15).

Podle typu použitých elektrod lze elektromyografii dělit na povrchovou a jehlovou. V případě jehlové EMG se jedná o jemný drát a EMG jehlu, kde jsou elektrody vloženy do zkoumaných svalů. Oproti tomu, při aplikaci povrchové EMG jsou elektrody aplikovány na povrch kůže nad zkoumaný sval. Obě techniky mohou zaznamenávat v podstatě stejné parametry svalového výkonu, jehlové elektrody zaznamenávají signály v hloubce větší než 5 cm – závislé na délce elektrody a hloubce umístění, avšak povrchové elektrody snímají signály do hloubky 5 cm. Nepřesnosti a rušení v přijatém signálu mohou být způsobeny špatným uchycením elektrod, či signály z okolních svalů (15).

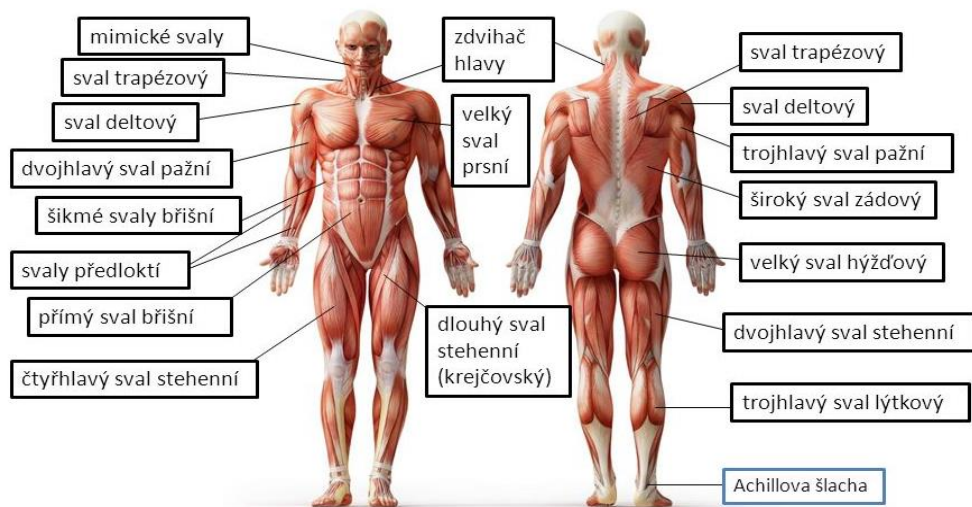
3. Kosterní svalstvo

Kosterní svalstvo (téměř vždy ovládané vůlí) se skládá z více než 650 svalů, rozvrstvených do několika úrovní okolo kostí. Sval je složený z řady tkání: svalové, vazivové, nervové tkáně a z cév. Kosterní svaly se upínají na kostru vždy tak, že sval přemostuje jeden nebo více kloubů. Smrštění (kontrakce) a uvolnění (relaxace) jednoho či skupiny svalů vede k vzájemnému pohybu kostí (tělních článků) – k pohybu smrštění příčně pruhovaných svalů, který je rychlý a stah je velmi silný. Rychlá je i relaxace. Svalová vlákna jsou v kosterním svalu složena do svazků, které drží pohromadě řídké vazivo. Vlákna jsou velmi pružná (elastická) – sval proto snese až 100% protažení své původní délky. Pružnost chrání sval před přetržením při náhlém pohybu (16).

Velikost kosterních svalů je různá: od hýždového svalu, tvořeného mnoha vrstvami z tisíce vláken, po droboučké svaly ve středním uchu složené z několika vláken. Když sval spojuje dvě kosti, říkáme, že na jedné „začíná“ a na druhou se „upíná“. Začátek poznáme podle svalových vláken začínajících přímo v okostici (periostu). V místě úponu má sval charakteristicky zúžený tvar a končí šlachou, pevným a nepružným zakončením z pojivové tkáně. Šlacha může mít protáhlý tvar a připojovat se ke kosti v jedno bodě, nebo může být zploštělá (aponeurosis). Sval může vycházet z více kostí, například dvojhlavý sval (biceps) ze dvou, čtyřhlavý sval (kvadriceps) ze čtyř (17).

Kosterní svaly jsou stimulovány centrálním nervovým systémem (CNS) – elektrickými impulzy z alfa-motorických neuronů řízených motorickou kůrou. Aktivace motorických axonů se šíří do svalových vláken pomocí chemických procesů. Disperze ACh a receptorů v membráně svalových vláken mění permeabilitu membrány a její depolarizaci. Při depolarizaci je generován elektrický impuls a šíří se celým svalovým vláknem. V příčné tubulární (T-tubulární) síti je akční potenciál přenášen do středu vlákna, kde jsou umístěny svalové fibrily. Jestliže tento potenciální rozdíl mezi vnitřní a vnější částí buňky (transmembránový potenciál) překročí stanovenou prahovou hodnotu, intracelulární reakce způsobí interakci mezi tlustým vláknem (myosinum) a tenkým vláknem (aktinum) produkující příčné mosty. Interakce mezi těmito dvěma vlákny způsobí, že tlusté vlákno klouže přes tenké vlákno a zkrátí svalové vlákno (18).

Základní kosterní svaly člověka



Obrázek 3-1 Základní kosterní svaly lidského těla (28)

4. Návrh řešení bezkontaktního monitoru svalové aktivity

V předchozích kapitolách již bylo zmíněno, že izometrické kontrakce jsou velice klíčové pro různé druhy rehabilitace: ať už se jedná o znovuobnovení či zachování funkce končetin lidského těla u imobilních pacientů či pacientů v pooperační fázi, léčebnou rehabilitaci tendinopatií či snižování krevního tlaku. Aby byla rehabilitace co nejúčinnější a neměla žádné negativní následky, je třeba intenzitu a četnost pohybů řádně monitorovat a předávat k dispozici jak zdravotnickému personálu, tak samotnému pacientovi.

V této práci bylo zmíněno několik metod pro měření svalové aktivity. Ať už se jedná o metody na bázi měření elektrických pulzů nebo na bázi měření fyzického pohybu svalu, všechny uvedené metod jsou kontaktní a vyžadují implementaci měřících sond. Cílem této práce je návrh a konstrukce bezkontaktního řešení měření izometrických kontrakcí a svalové aktivity. Řešení je postaveno na principu Dopplerova radaru. V praxi je již používán princip Dopplerova radaru pro ultrazvukové měření rychlosti pohybu. Jedná se však spíše o měření rychlosti toku v cévách a v srdečních komorách (14).

Cílem práce je navrhnout a realizovat řešení pro bezkontaktní měření svalové aktivity v oblasti zápěstí, nadloktí, stehen a případně dalších částech těla. Realizace je zamýšlena jako koncept IoT senzoru pro detekci pomalých pohybů na bázi Dopplerova radaru. K realizaci práce bude použit Dopplerův radar, bude navržen vhodný obvod pro analogovou úpravu radarem generovaného signálu a bude představena forma digitálního zpracování přijatého signálu na vybrané embedded platformě s možností dalšího přenosu informace po síti Internet prostřednictvím speciálních protokolů pro medicínské použití. Důležitou součástí realizace návrhu je jednoduchost implementaci a použití bez asistence odborného personálu.

5. Použité pomůcky pro realizaci zapojení

5.1. Dopplerův radar

Pro detekci pohybu byl použit Dopplerův radar. Dopplerův jev se projevuje změnou frekvence, resp. vlnové délky z pohledu pozorovatele, který se pohybuje od zdroje, nebo ke zdroji vlnového šíření. Princip Dopplerova radaru je na bázi Dopplerova jevu, tedy na bázi rozdílu vyslané elektromagnetické vlny o pevně definované frekvenci a přijaté elektromagnetické vlny, jejíž frekvence je změněna v závislosti na pohybu předmětu od něhož se vlna odráží. Výsledná frekvence se nazývá Dopplerova frekvence a je odvozena ze vztahu (1) pro Dopplerův jev.

$$f_r = f_t \cdot \left(\frac{1 + \frac{v}{c}}{1 - \frac{v}{c}} \right) \quad (1)$$

$$f_r = f_t \cdot \left(\frac{c + v}{c - v} \right) \quad (2)$$

$$f_d = f_r - f_t = f_t \cdot \left(\frac{c + v}{c - v} \right) - f_t \quad (3)$$

$$f_d = f_t \cdot \left(\frac{c + v}{c - v} - 1 \right) \quad (4)$$

$$f_d = f_t \cdot \left(\frac{c + v - (c - v)}{c - v} \right) \quad (5)$$

$$f_d = f_t \cdot \left(\frac{2v}{c - v} \right), \text{ kde } v \ll c \rightarrow (c - v) = c \quad (6)$$

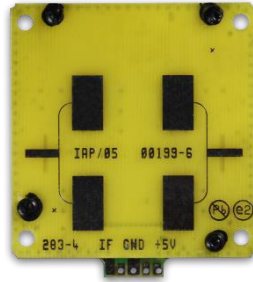
$$f_d = f_t \cdot \frac{2v}{c} \quad (7)$$

kde f_d je Dopplerova frekvence, f_t je vyslaná frekvence, f_r je přijatá frekvence, v je rychlost objektu vzhledem ke stacionárnímu radaru a c je rychlost světla. Daná rovnice (7) platí za předpokladu, že se objekt pohybuje rovnoběžně s osou radarového modulu. V opačném případě by celý vztah byl přenásoben funkcí $\cos \theta$, kde θ definuje úhel mezi směrem pohybu objektu a osou modulu. Dopplerova frekvence na výstupu modulu je reprezentována změnami napěťové úrovně.

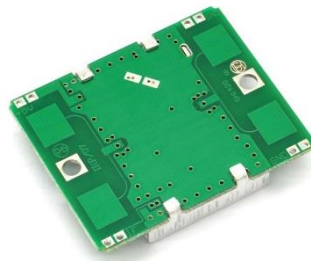
Pro aplikaci Dopplerova radaru jako senzoru svalové aktivity nebude odečítána změna frekvence přijaté vlny, ale pouze změna fázového posunu této vlny. Jelikož se jedná o velice malé pohyby, stejnosměrná složka bude potlačena a výsledný signál bude oscilovat pouze na střídavé složce. Fázový posun se bude projevovat v závislosti na změně povrchu lidské kůže v měřené oblasti, který odpovídá aktivaci a pohybu svalu (resp. šlachy) v dané oblasti.

Pro realizaci svalového monitoru byly navrženy dva dopplerovské moduly – modul Agil Sense HB 100 s pevně definovanou vysílací frekvencí 10,525 GHz a modul

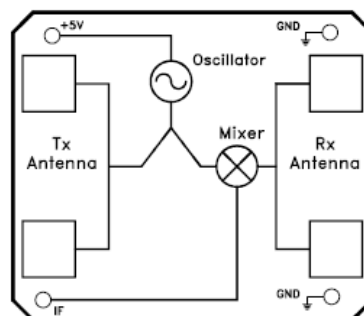
Microwave solutions MDU 1100 s vysílací frekvencí 9,9 GHz. Oba moduly disponují napájecím napětím 5V a výstupním pinem IF, na kterém je napětovými úrovněmi reprezentována úroveň přijatého signálu. Modul MDU 1100 je vyobrazen na obrázku 5-1 a modul HB 100 na obrázku 5-2, schéma modulu Dopplerova radaru je na obrázku 5-3. Uvedené moduly jsou porovnány v tabulce 5-1 a jejich vyzařovací charakteristiky jsou vyobrazeny na obrázcích 5-4 a 5-5.



Obrázek 5-1 Modul Dopplerova radaru MDU 1100 (20)



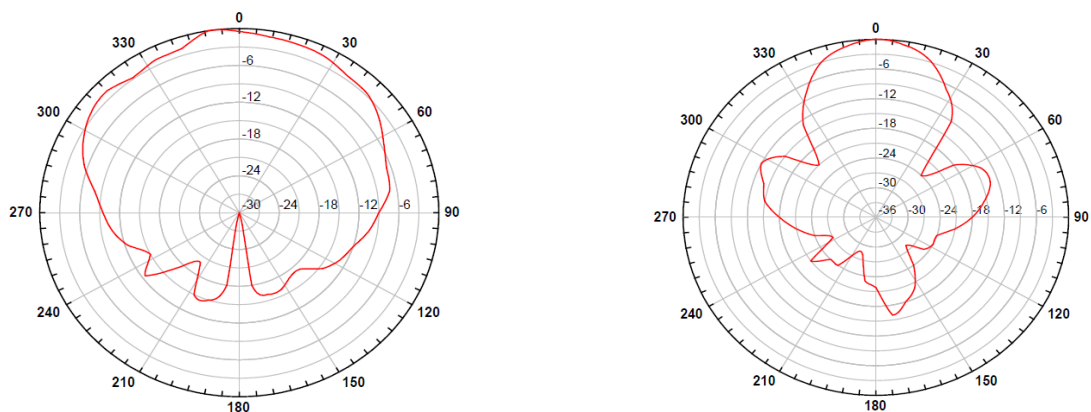
Obrázek 5-2 Modul Dopplerova radaru HB 100



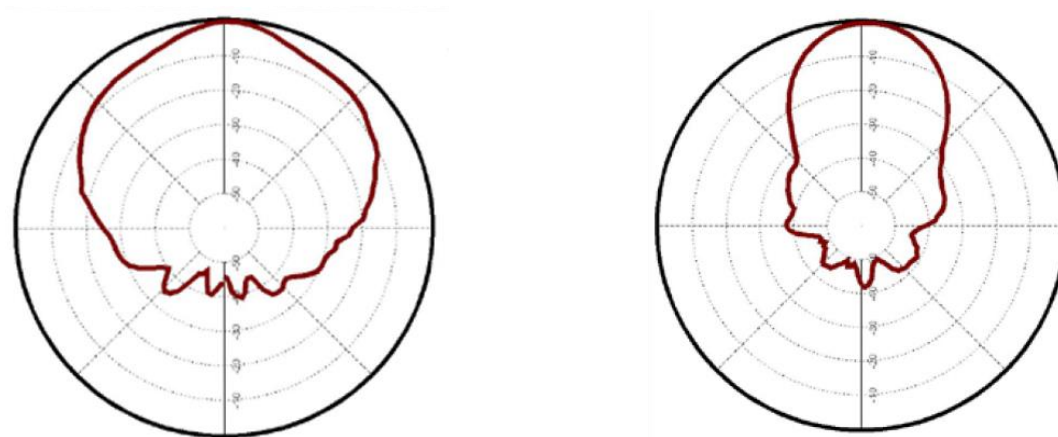
Obrázek 5-3 Elektrické schéma Dopplerova radaru (19)

Tabulka 5-1 Tabulkové hodnoty pro radarové moduly HB 100 a MDU 1100 (19) (20)

	HB 100	MDU 1100	Jednotky
Vysílací frekvence	10,525	9,9	GHz
Vysílací výkon (EIRP)	15	13	dBm
Citlivost přijímače	neuveveno	- 86	dBm
Úroveň šumu na přijímači	< 5	< 10	μV
Přibližná cena	200	1200	Kč



Obrázek 5-4 Horizontální a vertikální vyzářovací charakteristiky modulu HB 100 (19)



Obrázek 5-5 Horizontální a vertikální vyzařovací charakteristiky modulu MDU 1100 (20)

Radar MDU 1100 disponuje vyšším výstupním signálem než radar HB 100. Rozdíl v úrovni signálu je však řešitelný návrhem vhodného zesílení. Vhodný zesilovací obvod může být navržen a realizován v kombinaci s návrhem filtračního obvodu. S ohledem na cenové porovnání byl vybrán modul HB 100.

5.2. Embedded platformy

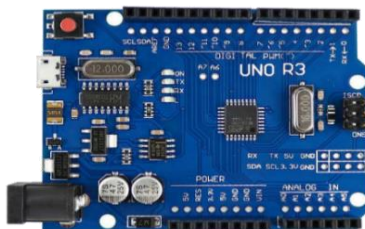
Embedded platforma je určena ke speciálním výpočetním úkolům. Mnoho platform dokáže zastat více úloh najednou (21). Embedded platforma může být v podobě mikrokontroleru nebo System on Chip (SoC) technologie, která zastává komplexnější verzi mikrokontroleru. Pro aplikaci v této práci je jako embedded platforma použit jednočipový minipočítač umožňující řízení celé měřicí sestavy, řízení vzorkování a přijímání vzorkovaného signálu a bezdrátový přenos dat prostřednictvím technologie WiFi či Bluetooth. V této práci bude platforma sloužit k řízení AD a DA převodníků, jejichž kombinace je použita k nastavení pracovního bodu měřícího zařízení a ke vzorkování naměřených napěťových hodnot na výstupu Dopplerova radaru. Pro účel práce byly zvoleny platformy Arduino Uno a Raspberry Pi, z nichž bude pro konečné řešení zvolen ten nejvhodnější.

5.2.1. Arduino Uno

Arduino Uno je mikrokontrolerová deska, která obsahuje 14 digitálně vstupně-výstupních pinů, 6 analogových vstupů, mikrořadič ATmega 328P, 16 MHz krystal, připojení pomocí USB, napájecí konektor, ISCP rozhraní a resetovací tlačítko. Arduino disponuje 10-bitovým A/D převodníkem s externě nastavitelnou referencí. Arduino je připojitelné k PC prostřednictvím USB kabelu a programovatelné přes rozhraní Arduino IDE (integrated development environment = integrované vývojové prostředí). Programy jsou nejčastěji psány v jazyce C nebo C++, lze však použít také knihovnu Wiring. Arduino IDE disponuje funkcemi serial monitor a serial plotter, kterými lze monitorovat a zobrazovat

hodnoty přijaté na analogových a digitálních vstupech. Několik LED diod umístěných na desce slouží k signalizaci o stavu a provozu zařízení, mnohé z těchto LED diod jsou také programovatelné. Arduino Uno umožňuje komunikaci s dalšími moduly přes USB sériové rozhraní, rozhraní I²C či rozhraní SPI.

Programování desky Arduino probíhá tvorbou, kompilací a nahráním kódu do flash-paměti, disponující kapacitou 32 KB. Lze pracovat také s externě přidanými knihovnami.



Obrázek 5-6 Arduino Uno - deska

5.2.2. Raspberry Pi model B

Jedná se o mini počítač o velikosti platební karty, který je vybaven 64-bitovým procesorem se čtyřmi jádry ARM Cortex-A53 operujícími na frekvenci 1,2 GHz a RAM 1GB LPDDR2. Dále disponuje integrovaným WIFI 802.11b/g/n kontrolérem, konektorem 10/100 Ethernet, Bluetooth 4.1 (podporující koncept Bluetooth Low Energy), portem HDMI, 3,5mm analogovým audio-video jackem, 4x USB 2.0, kamerovým sériovým rozhraním (CSI), zobrazovacím sériovým rozhraním (DSI) a čtyřiceti GPIO piny (22).

Na zařízení je provozován operační systém Raspbian, který je založen na bázi Linuxového operačního systému. Kromě OS Raspbian je možné provozovat také další operační systémy, mezi které patří např. Ubuntu Mate, Snappy Ubuntu Core, Windows 10 IoT Core, OSMC, Librelec a další.

Raspberry Pi 3 lze ovládat prostřednictvím připojené klávesnice, myši a monitoru či prostřednictvím vzdáleného přístupu pomocí protokolu SSH nebo vzdálené plochy (VNC). Zařízení umožňuje uživateli použít širokou škálu programovacích jazyků jako např. Python, Java, C, C++ a další.



Obrázek 5-7 Raspberry PI 3 - deska

6. Návrh a realizace zapojení

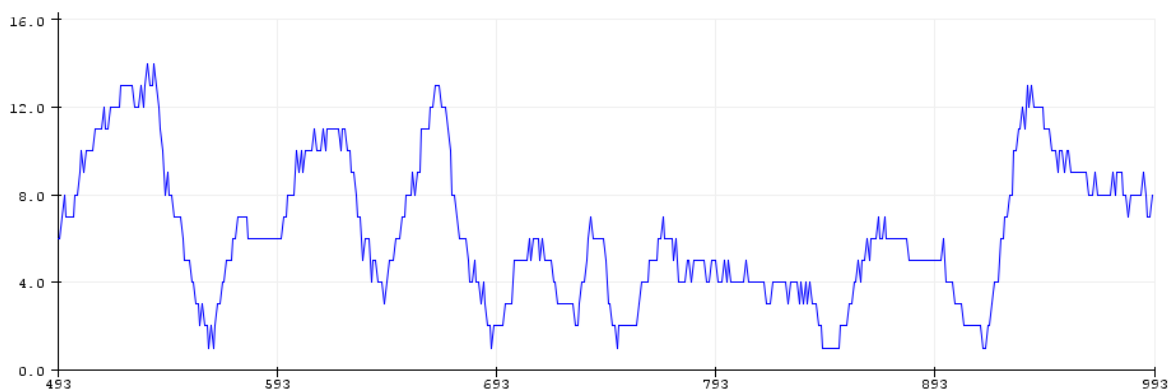
6.1. Signál Dopplerova radaru

V prvním kroku je třeba zajistit, aby byly přijaté hodnoty správně detekovány a definovat jejich význam. Dopplerův radar HB 100 operuje na frekvenci 10,525 GHz. Dle vztahu (8) lze vypočítat vlnovou délku vyslané vlny: $\lambda = 3,03 \text{ cm}$.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (8)$$

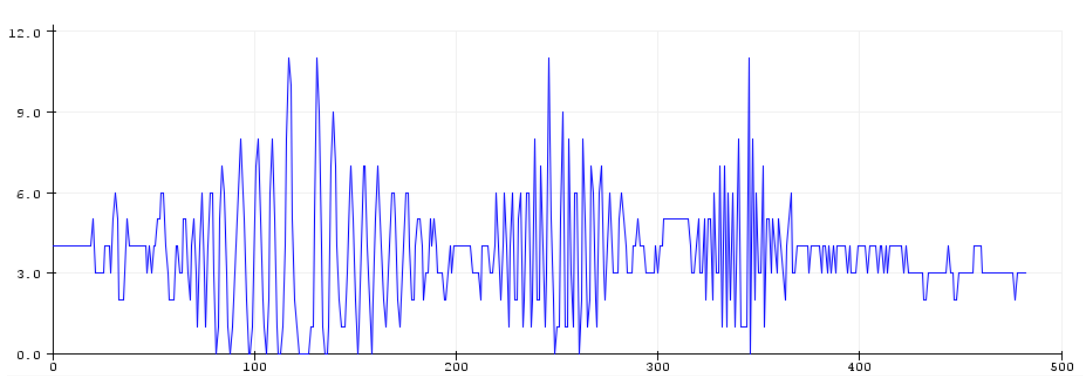
kde f je vyzářená frekvence Dopplerovým radarem, c je rychlost světla a λ je vlnová délka.

Protože se tento projekt zabývá detekcí mikro-pohybů, které jsou svým rozsahem menší než vlnová délka Dopplerova radaru, jedná se o pohyb v rámci jedné periody vlnové délky, jak je uvedeno na obrázku 6-1.



Obrázek 6-1 Graf detekce pohybu v rámci jedné periody vlnové délky

Radar dokáže detekovat směr a rychlost pohybu objektu v závislosti na zvyšující (pro pohyb k senzoru) či snižující (pro pohyb od senzoru) se amplitudě přijatého oscilujícího signálu a v závislosti na přijaté frekvenci. Na obrázku 6-2 je vyobrazen průběh přijatého signálu pro pomalé (vlevo), středně rychlé (uprostřed) a rychlé (vpravo) přiblížení a oddálení objektu k senzoru. Uvedená metoda je však nevhodná pro detekci malých pohybů a nebude v této práci využita.

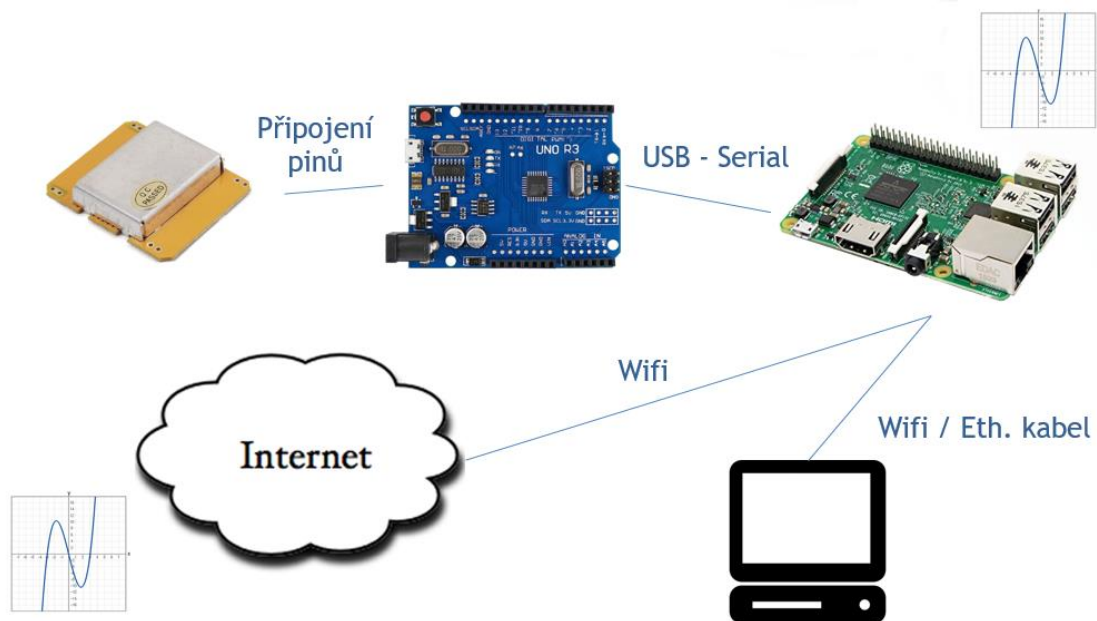


Obrázek 6-2 Graf detekce pohybu v rámci jedné periody vlnové délky

6.2. Kombinace platformy Raspberry Pi a Arduino Uno

6.2.1. Zapojení sestavy

Pro realizaci zapojení je v navrženém řešení použít Dopplerův radar HB 100 a platformy Arduino Uno a Raspberry Pi. Dopplerův radar je připojen k platformě Arduino Uno prostřednictvím dvou vodičů, kterými je napájen (5V a GND) a třetího vodiče, který slouží pro přenos analogových hodnot reprezentujících výstupní signál z radaru. V zařízení Arduino Uno probíhá vzorkování přijatého signálu z Dopplerova radaru. Vzorkovaný signál v digitální podobě (hodnota přijaté úrovně a časové razítko) je dále přenesen přes sériové rozhraní (USB) do zařízení Raspberry Pi, kde je vyhodnocen a vizualizován. Zpracovaný graf je zobrazitelný např. pomocí vzdáleného zařízení. V případě dalšího rozšíření mohou být naměřená data odeslána prostřednictvím platformy Node-Red a internetu do cloudu a dále zpracována nebo graficky znázorněna. Na obrázku 6-3 je vyobrazeno schéma zapojení.



Obrázek 6-3 Schéma zapojení sestavy v kombinaci Raspberry Pi a Arduino Uno

Programování sestavy se dělí na dvě části. První část probíhá ve vývojovém prostředí Arduino IDE v jazyce C/C++. V rámci programování je vždy nutné nadefinovat vstupní pin, na kterém bude měřena napěťová úroveň z Dopplerova radaru. Dále je nutné zavést funkci pro opakované čtení dat po určitém časovém intervalu a vypsání přečtených dat do sériového portu. Pro správnou komunikaci po sériovém portu je třeba nastavit přenosovou rychlost (baud rate), která byla pro případ tohoto experimentu nastavena na 9600 bit/s.

Druhá část tvorby kódu probíhá na platformě Raspberry Pi. Na Raspberry Pi je třeba definovat sériový USB port jako vstupní port a implementovat funkce, které kontrolují vstupní rozhraní a přečtou data vždy, když jsou dostupná a následně je vykreslí.

6.2.2. Nastavení citlivosti radaru

Pro účely rozlišení mikro-pohybu není původní 10-bitové rozlišení A/D převodníku Arduina dostatečně citlivé. Pro zlepšení citlivosti, je třeba použít převzorkování (tzv. oversampling – vzorkování na vyšší frekvenci, než je Nyquistovská frekvence). Pro každých n -bitů navíc, je třeba načíst 4^n vzorků ve standardním 10-bitovém rozlišení, např. pro 14-bitové rozlišení, je potřeba 4^4 - tedy 256 vzorků standardního 10-bitového rozlišení. Vzorkovací frekvence pro vyšší rozlišení tedy musí být dle vztahu (9) 4x vyšší, než nyquistova frekvence.

$$f_{oversampling} = 4 \cdot f_{nyquist} \quad (9)$$

Běžná frekvence hodin pro Arduino Uno je 16 MHz. V Arduinu je definována dělicí hodnota (konstanta), která dělí frekvenci hodin a vzniklý podíl přiřazuje jako frekvenci A/D převodníku. Dělicí konstanta může nabývat hodnot 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 a 256 (23), kdy hodnota 128 je nastavena jako výchozí a hodnota 16 je ještě považována za spolehlivou a přesnou. Změnou dělicí hodnoty lze tedy upravovat frekvenci A/D převodníku. V případě, kdy je hodnota děliče nastavena na 16, frekvence A/D převodníku činí: $16 \text{ MHz} / 16 = 1 \text{ MHz}$.

Pro načtení vzorku je třeba 13 cyklů (24), tedy čas potřebný pro načtení jednoho vzorku je dle daného rozlišení uveden ve vztahu (10)

$$t = \frac{1}{f} * 13 * 4^n \quad (10)$$

kde f je frekvence A/D převodníku a n udává počet bitů, o kterých je zvýšeno rozlišení vzhledem ke standardnímu 10-bitovému rozlišení.

Příklady možných převzorkování jsou uvedeny v tabulce 6-1, kde je uvedeno dané rozlišení, rozsah možných hodnot zobrazených na stupnici, napětí udávající přechod mezi hodnotami na stupnici, počet vzorků, které je nutno získat navíc vzhledem k původní 10-bitové citlivosti a čas potřebný k ovzorkování jedné hodnoty za daného rozlišení.

Tabulka 6-1 Příklady možných převzorkování

Rozlišení	Rozsah	Citlivost	Počet vzorků vzhledem k 10 bit	Čas
10 bit	0 - 1023	4,88 mV		13 us
11 bit	0 - 2047	2,44 mV	4	52 us
12 bit	0 - 4095	1,22 mV	16	208 us
13 bit	0 - 8191	0,61 mV	64	832 us
14 bit	0 - 16383	0,31 mV	256	3,33 ms
15 bit	0 - 32767	0,15 mV	1024	13,31 ms
16 bit	0 - 65 535	0,08 mV	4096	53,25 ms

6.2.3. Shrnutí zapojení kombinací platforem Raspberry Pi a Arduino Uno

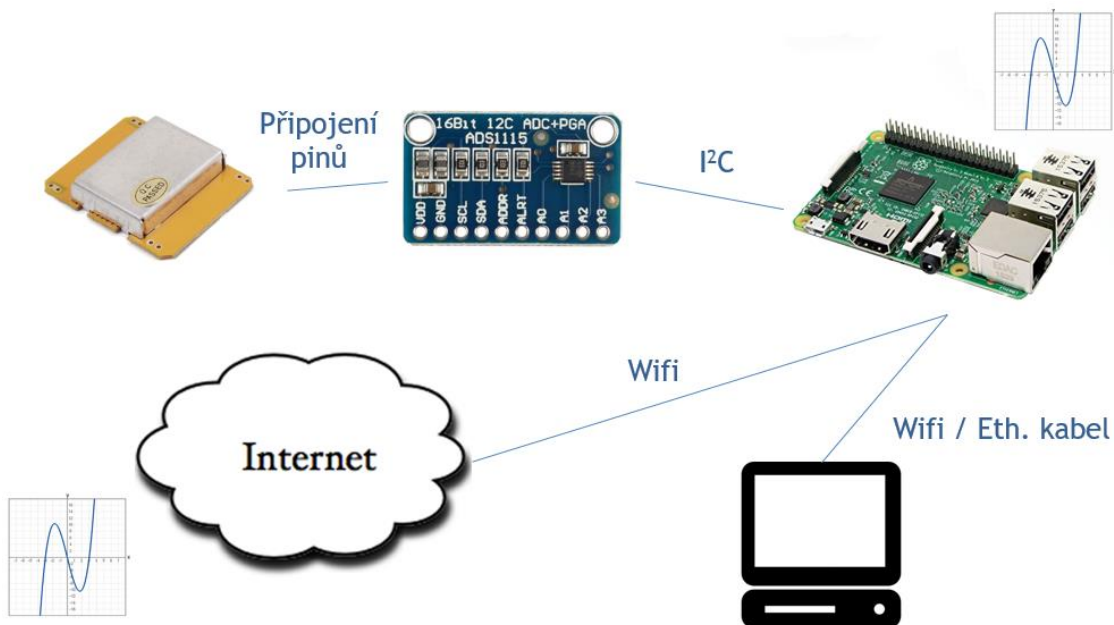
Zapojení v kombinaci platforem Raspberry Pi a Arduino Uno se ukázalo jako nevhodné řešení. Zapojení obsahující dva mikrokontrolery, kdy Arduino použité pouze pro funkci A/D převodníku bylo nekompaktní a přenos dat byl zbytečně složitý. Převzorkování na 16-bit nabízelo při délce čtení 53,25 ms vzorkovací frekvenci 18,8 Hz, která by byla pro danou aplikaci nedostačující. Čtení dat nebylo dostatečně plynulé.

6.3. Kombinace platformy Raspberry Pi a A/D převodníku ADS 1115

Zařízení Raspberry Pi 3 disponuje pouze digitálními vstupními piny. Pro zpracování signálu tedy musí být v obvodu předřazen A/D převodník. Na realizaci zapojení byl vybrán 16-bitový A/D převodník ADS 1115, který umožňuje komunikaci prostřednictvím rozhraní I²C.

6.3.1. Zapojení sestavy s převodníkem ADS 1115

Zapojení sestavy pro verzi s A/D převodníkem ADS 1115 se velice podobná zapojení v kombinaci Raspberry Pi a Arduino Uno. Platforma Arduino Uno, která plnila funkci A/D převodníku, je v tomto případě nahrazena A/D převodníkem ADS1115, který předává navzorkovaná digitální data do platformy Raspberry Pi prostřednictvím rozhraní I²C. Vizualizace dat probíhá pak obdobně, jak tomu bylo u předchozího řešení. Schéma zapojení se nalézá obrázku 6-4.



Obrázek 6-4 Schéma zapojení sestavy v kombinaci Raspberry Pi a A/D převodník ADS 1115

6.3.2. A/D převodník ADS 1115

ADS 1115 je 16-bitový delta-sigma ($\Delta\Sigma$) A/D převodník disponující čtyřmi analogovými a dvěma diferenčními vstupy a 1MHz vnitřním oscilátorem. Převodník má pevně definovanou napěťovou referenci, nastavitelný Data-Rate s hodnotami 8, 16, 32, 64, 128, 250, 475 a 860 vzorků/s a možnost nastavitelného zesílení vstupního signálu. Vstupní napětí se pohybuje dle nastavení PGA (Programmable Gain Amplifier), které se řídí dle rozsahu vstupních hodnot FSR (Full Scale Range). Vstupní hodnoty FSR nabývají následujících hodnot: $\pm 6,144$, $\pm 4,096$, $\pm 2,048$, $\pm 1,024$, $\pm 0,512$ a $\pm 0,256$.

Komunikace se zařízením master probíhá přes sběrnici I²C. Kombinacemi propojení jednotlivých datových pinů na převodníku ADS 1115 lze nastavit adresu použitou pro sběrnici I²C. Zřízení disponuje dvěma módy čtení dat: tzv. continuous-conversation mode, při kterém probíhá konstantní čtení dat a single-shot mode, který umožňuje jednorázové přečtení dat na pokyn zařízení master a poté přejde do režimu idle. Tato metoda přispívá ke snížení spotřeby elektrické energie.

Pro komunikaci s převodníkem byla použita knihovna „Adafruit_Python_ADS1x15“, s jejíž pomocí bylo možné nastavit mód čtení dat, Data-Rate či vstupní rozsah. Knihovnu lze použít také pro převodník typu ADS 1015 – dvanácti bitová verze převodníku ADS 1115. Převodník je vyobrazen na obrázku 6-5.



Obrázek 6-5 A/D převodník ADS 1115

6.3.3. Shrnutí zapojení kombinace platformy Raspberry Pi a převodníku ADS 1115

Výše uvedené řešení poskytovalo uspokojující výsledky, avšak pouze pro velké změny v pohybu. Pro malé pohyby způsobené izometrickou kontrakcí bylo zapotřebí vstupní signál zesílit. Se zvyšujícím se zesílením byl zvýšen také nežádoucí šum, a proto je třeba navrhnout zesilující a filtrační obvod, který bude představen v následující kapitole.

7. Analogový obvod pro přizpůsobení signálu

Pro získ dostatečné síly a zbavení šumu analogového signálu pro vzorkování a další digitální zpracování je třeba navrhnout a realizovat obvod, který signál vyfiltruje a zesílí. IoT senzor pro monitorování svalové aktivity je určen pro detekci malých a pomalých pohybů – jedná se tedy o nízké frekvence s malými rozdíly amplitudy.

7.1. Potřebné zesílení pro radarem přijatý signál

Vyzařovací výkon (EIRP) Dopplerova radaru činí 15 dBm. Kalkulace pro útlum při šíření volným prostorem je dle vztahu (11):

$$FSL = 10 \cdot \log \left(\frac{4\pi \cdot d \cdot f}{c} \right)^2 [dB] \quad (11)$$

kde FSL (*free-space loss*) je útlum při šíření volným prostorem, d je vzdálenost od vysílače, f je frekvence vyslané vlny a c je rychlost světla. Pro případ monitoru svalové aktivity se bude monitorovaný objekt – ruka – nacházet ve vzdálenosti přibližně 5 cm od antény Dopplerova radaru. Při obousměrné cestě vlna urazí vzdálenost asi 10 m. Dopplerův radar vysílá na frekvenci 10,525 GHz, tedy ztráta výkonu při šíření volným prostorem bude dle vztahu (11):

$$FSL = 10 \cdot \log \left(\frac{4\pi \cdot 1 \cdot 10,525 \cdot 10^9}{3 \cdot 10^8} \right)^2 = 52,88 \text{ dB} \approx 53 \text{ dB}$$

Úroveň přijatého signálu bude (zanedbáme-li zisky vysílací a přijímací antény) dle vztahu (12):

$$P_r = EIRP - FSL \quad (12)$$

$$P_r = 15 - 53 = -38 \text{ dBm}$$

$$P_r [mW] = 10^{\frac{-38}{10}} = 0,158 \text{ mW} = 158 \mu W$$

Uvažujeme-li impedanci antény přijímače 50Ω , a zanedbáme ztráty při přenosu v interních obvodech radaru, získáme ze vztahu (13) výslednou úroveň napětí na výstupu Dopplerova radaru.

$$P = \frac{U^2}{Z} \quad (13)$$

$$U = \sqrt{P \cdot Z} [V]$$

kde P je přijatý výkon a Z je impedance antény.

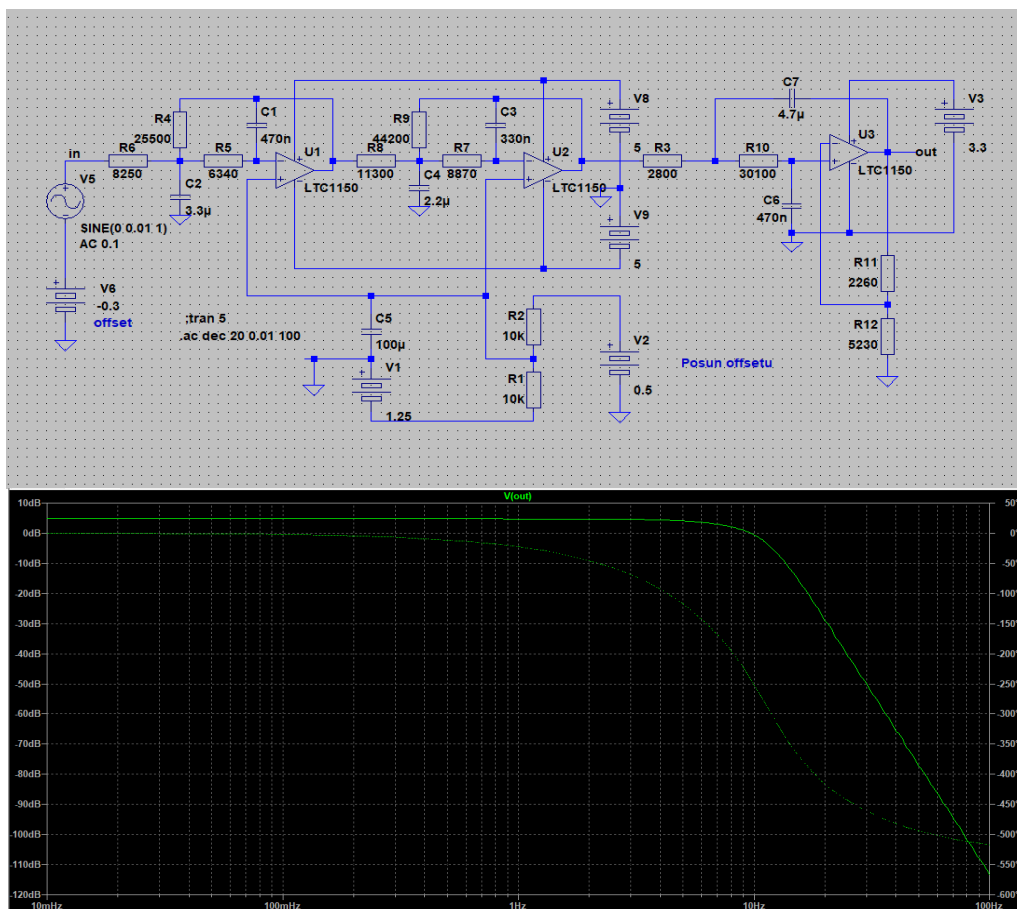
$$U = \sqrt{158 \cdot 10^{-6} \cdot 50} = 0,0888 \text{ V} = 88,8 \text{ mV}$$

Očekávaná úroveň napětí na výstupu radaru je 88,8mV. Uvažujeme-li, že A/D převodník je napájen napětím 3,3 V, činí jeho rozsah pro vstupní napětí ± 3 V. Signál na výstupu radaru může být tedy před vzorkování zesílen asi 35x.

7.2. Zesilovač a frekvenční filtr

7.2.1. Návrh frekvenčního filtru

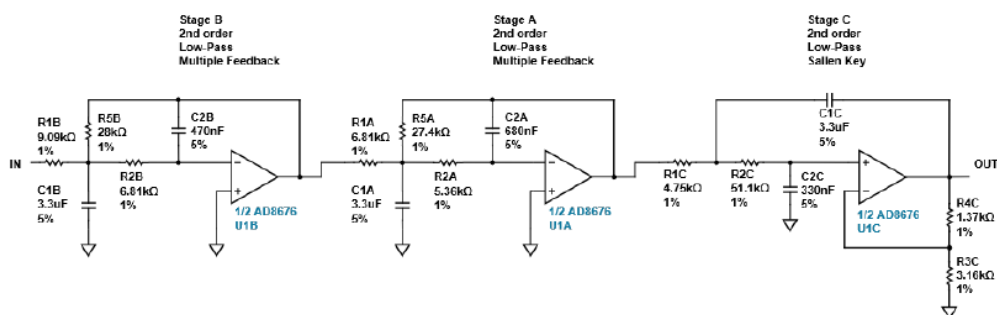
V případě monitoru svalové aktivity se jedná o pomalé pohyby, kdy pacient vykoná přibližně 1 pohyb za sekundu, jedná se tedy o pohyby řádově v jednotkách Herz. Propustné pásmo může být poměrně úzké, protože se nepředpokládá, že by pacient vykonával rychlé pohyby. Zároveň je třeba odfiltrovat frekvence okolo 50 Hz generované rozvodovou sítí elektrické energie. Mezi další požadavky na filtr patří rychlý pokles přenosu za zlomovým kmitočtem a vyrovnaná fázová charakteristika, tyto parametry byly řešeny kompromisem. Pro tyto účely byl zvolen nízkofrekvenční aktivní filtr typu Butterworth Bessel 6. stupně s parametry: propustné pásmo – pokles úrovně signálu o 1dB na frekvenci 5Hz a nepropustné pásmo – pokles úrovně signálu o 60dB na frekvenci 30Hz. Pro návrh filtru byla použita volně dostupná aplikace Filter Wizard od společnosti Analog Devices. Simulace zobrazující frekvenční a fázovou charakteristiku uvedeného filtru je vyobrazena v grafu na obrázku 7 - 1.



Obrázek 7-1 Simulovaná frekvenční a fázová charakteristika filtru

Různý návrh filtru způsobuje odlišné odezvy filtru. Mezi typické charakteristiky filtru patří odezvy Chebyshev, Bessel a Butterworth. Chebyshevova odezva je příznačná zvlněním v amplitudě s blížícím se kmitočtem ke zlomové frekvenci. Je-li zvlnění malé, pokles za zlomovou frekvencí může být velice strmý. Besselova odezva poskytuje stabilnější a pomalou odezvu v bodě okolo zlomové frekvence a poté dále ve vyšších kmitočtech. Besselova odezva je charakteristická lineární fázovou odezvou. Butterworthova odezva poskytuje frekvenční charakteristiku podobnou jednopólové frekvenční charakteristice. Je typická téměř konstantním ziskem signálu v oblasti před zlomovou frekvencí pro filtry s dolní propustí, pro filtry s horní propustí v oblasti po zlomové frekvenci. Strmost Butterworthova filtru je asi 20 dB/dekádu, v případě dolní propusti klesá a v případě horní propusti roste (25).

Schéma filtru je vyobrazeno na obrázku 7-2. Filtr se skládá ze tří dvojstupňových Low-Pass filtrů, z nichž jeden je tzv. Sallen-Key a dva jsou tzv. Multiple Feedback (MFB). Sallen-Key vychází z jednotkového zesilovače, MFB má uzemněn neinvertující vstup. Pokud uzemněný vstup podložíme DC napětím, dojde k eliminaci offsetu generovaného Dopplerovým radarem.



Obrázek 7-2 Schéma filtru a použitých komponent

Sallen Key topologie je občas nazývána jako napětím kontrolovaný napěťový zdroj. Výběr obvodové topologie závisí na požadavcích na výkon. Topologie MFB je obecně preferována, protože nabízí větší citlivost vzhledem k výběru součástek a lepší chování ve vysokých kmitočtech. Sallen-Key má největší přesnost zisku, protože jeho zisk není závislý na hodnotách komponent (26).

7.2.2. Návrh plošného spoje

V této kapitole bude rozpracován návrh plošného spoje, který bude obsahovat analogový filtr, zesilovací obvod, A/D převodník pro čtení a vzorkování hodnot, D/A převodník pro nastavení pracovního bodu a napájecí obvody zajišťující vhodné napájecí napětí.

Ve schématu v příloze 1 je vyobrazen celkový přehled dílčích částí plošného spoje. Část „Interface“ obsahuje propojovací piny a Schmittovy spouštěcí obvody, které zajišťují ostré hrany jednotlivých signálů. Část „PWR“ obsahuje napájecí obvody. Část „AD_DA_converters“ popisuje obvody pro řízení a napájení A/D a D/A převodníku a

poslední část „Analogue_filters“ obsahuje filtrační a zesilovací obvody. Všechny části jsou vzájemně vizuálně propojené, avšak ve skutečnosti jsou společně umístěné na jednom plošném spoji. Uvedené zkratky ve schématu symbolizují: D_in – digitální vstup, D_out – digitální výstup, SCLK – serial clock/hodinový signál, SYNC_N – volba komunikujícího zařízení (chip select), P3V3 – odrušené napájecí napětí 3,3V, P5V – odrušené napájecí napětí 5V, 5V – napájecí napětí 5V, N5V – napájecí napětí -5V, DGND – digitální zem, AGND – analogová zem, CASE – připojení na pouzdro, A_IN0 – výstupní signál filtračních obvodů, V_ref_2V5 – referenční hodnota 2,5V generována A/D převodníkem, V_out – výstup D/A převodníku nastavujícího pracovní bod.

V příloze 2 je vyobrazeno schéma části „Interface“. Ve schématu lze vidět vstupní konektor označen CON1 a dále pak buffery 74AHCT1G17 se Schmittovými spouštěcími obvody, které zajišťují ostré hrany signálů.

V příloze 3 se nachází schéma části „PWR“, které zajišťuje stabilní a odrušené napájecí napětí potřebné pro provoz filtrů, převodníků a napájení Dopplerova radaru. Potřebná napájecí napětí jsou 3,3V pro provoz převodníků a operačních zesilovačů ve filtračních obvodech, 5V a -5V pro potřeby operačních zesilovačů ve filtračních a zesilovacích obvodech a napětí 5V slouží také pro napájení Dopplerova radaru. Klíčovými součástkami napájecí sekce jsou: regulátor napětí ADP3301 a invertor napětí ADM660. Regulátor napětí konvertuje napětí 5V do napětí 3,3V potřebné pro provoz převodníků a dalších komponent. Invertor napětí pak kladné vstupní napětí 5V na záporné -5V, které je potřebné pro správný provoz operačních zesilovačů.

Další částí je část „AD – DA converters“, která je vyobrazena v příloze 4. Stěžejními komponentami v této části jsou: A/D převodník AD7124-4BRUZ zajišťující vzorkování Dopplerovým radarem generovaného výstupního napětí, D/A převodník AD5660, který se stará o správné nastavení pracovního bodu, eliminaci offsetu Dopplerova radaru a invertující Schmittův spouštěcí obvod 74AHCT1G14, který na výstupu invertuje napětí nacházející se na jeho vstupu.

Oba převodníky A/D i D/A komunikují s Embedded platformou po sériovém rozhraní SPI. Oba převodníky komunikují po stejném rozhraní. Pro jasné určení komunikujícího převodníku se používá řídicí signál Chip Select (CS), ve schématu značen jako SYNC_N. Oba převodníky používají ke komunikaci signál CS – low, to znamená, že komunikují, pokud CS nesignalizuje žádné napětí. Aby bylo možné rozlišit komunikace s jedním od druhého, je na řídicí větvě před A/D převodníkem předřazen invertující Schmittův obvod, který invertuje příchozí signalizaci CS. Je-li tedy signalizace CS – high, platforma komunikuje s A/D převodníkem, je-li signalizace CS – low, platforma komunikuje s D/A převodníkem. Více o komunikaci přes sériové rozhraní SPI bude rozebráno v další kapitole.

A/D převodník AD7214-4BRUZ je 4-kanálový, nízko-šumový, 24-bitový, sigma-delta převodník s nastavitelným zesílením a interní referencí. Převodník disponuje třemi napěťovými režimy: nízká spotřeba, středně vysoká spotřeba a vysoká spotřeba energie, nabízí nízké šumové hodnoty a vzorkovací frekvenci až 19 200 vzorků/s při plném napájení. Analogové vstupy se dělí na 4 diferenční či 7 pseudo – diferenční vstupy. Jednotlivé vstupy

lze přidělit k šestnácti různým kanálům a každý kanál konfigurovat zvlášť. Převodník poté sekvenčně přistupuje k jednotlivým aktivovaným kanálům a postupně čte hodnoty na přidělených vstupech. Konfigurace kanálů probíhá prostřednictvím tzv. setupů. Celkem je možné nadefinovat 8 setupů, které lze různě přidělit k aktivovaným kanálům. V rámci každého setupu lze mj. nastavit bipolární či unipolární režim, aktivaci bufferů na jednotlivé vstupy, výběr reference (poměrná reference z referenčních vstupů nebo interní referene nebo použití napájecího napětí jako referenčního napětí), volba zesílení (Programmable Gain Array – PGA) a výběr filtru. Volby jednotlivých režimů PGA jsou vyobrazeny v tabulce 7 - 1. Jejich využití pro tuto práci bude diskutováno v další kapitole.

Tabulka 7-1 PGA pro A/D převodník AD7124-4BRUZ

Zesílení	Vstupní rozsah při $V_{REF} = 2,5 \text{ V}$
1	$\pm 2,5 \text{ V}$
2	$\pm 1,25 \text{ V}$
4	$\pm 625 \text{ mV}$
8	$\pm 312,5 \text{ mV}$
16	$\pm 156,25 \text{ mV}$
32	$\pm 78,125 \text{ mV}$
64	$\pm 39,06 \text{ mV}$
128	$\pm 19,53 \text{ mV}$

AD převodník nabízí filtry Sinc⁴, Sinc³, Post filter, Fast settling filter (Sinc⁴ + Sinc¹), Fast settling filter (Sinc³ + Sinc¹). Jednotlivé filtry nabízí různé vzorkovací frekvence v závislosti na volbě zlomové frekvence. Úroveň šumu se odvíjí od zvoleného režimu napájení, nastaveného zisku a vzorkovací frekvence. Převodník disponuje několika operačními režimy. Mezi nejdůležitější patří režim konstantní konverze (continuous conversion mode), při kterém převodník neustále sekvenčně čte všechny aktivované kanály a automaticky umísťuje přečtená data na výstup. Režim konstantní konverze lze kombinovat s režimem kontinuálního čtení dat (continuous read mode), kdy jsou data v závislosti na hodinovém pulzu automaticky umísťována na výstupní pin. Jsou-li data připravena ke čtení, výstupní pin se nastaví na „low“ a čeká se na signalizační hodinový signál. V případě dokončení nové konverze, jsou stará data nahrazena novými. Alternativou k režimu kontinuálního čtení je režim komunikace, kdy uživatel zašle požadavek do datového registru a následně aplikuje patřičný počet hodinových pulzů k obdržení 24-bitového čísla. O dokončení konverze je uživatel informován prostřednictvím RDY bitu ve Status registru. Dále převodník disponuje módem jednotlivé konverze, kdy provede konverzi vybraného kanálu, data uloží do Data registru a uvede se do režimu spánku. Data zůstávají v Data registru až do doby, kdy jsou přečtena uživatele nebo kdy je dokončena další konverze.

Komunikace s master zařízením (embedded platforma) probíhá prostřednictvím příkazů do registrů. Uživatel vždy ke používá komunikační registr, ve kterém stanoví, zda právě vykonávaná komunikace je požadavek na zápis do nějakého registru či požadavek na čtení z registru. Dále se udává identifikační bitové číslo registru, pro který je zpráva určena.

Nejvýznamnějšími registry jsou datový registr, do kterého se automaticky ukládají právě odečteného hodnoty a status registr, který informuje uživatele o dokončení kroku konverze a možnosti přečíst si nová data.

Pro aplikaci v této práci je AD převodník nastaven následovně: ke zvolenému kanálu (Channel_0) byly přiděleny vstupy AIN0 jako pozitivní analogový vstup a AIN1 jako negativní analogový vstup, ten je v naší konfiguraci uzemněn. Byl zvolen unipolární mód. Pro referenci je použita interní reference 2,5V a její napětí je také přivedeno na výstup a slouží pro další účely mimo A/D převodník. PGA je vždy na začátku měření nastaveno na nejnižší hodnotu a nastavuje se dynamicky v závislosti na intenzitě pohybu. Pro filtraci byl zvolen filtr Sinc^4 s výstupní rychlostí 80 snímků/s. Zlomová frekvence při této filtraci činí 18,4 Hz. Pro čtení byla zvolena metoda konstantního čtení status registru, ve kterém dojde ke změně bitu signalizujícího dokončení konverze. Následně je vyslán příkaz pro čtení datového registru. Převodník disponuje vnitřním oscilátorem, který kmitá na frekvenci 614,4 kHz, určující rychlost konverzí.

D/A převodník DAC8501 je 16-bitový převodník komunikující po sériovém rozhraní s tzv. „Rail-to-Rail“ výstupem – tedy výstup může dosahovat hodnot až napájecího napětí. Převodník vyžaduje ke správné funkci připojení externí reference, která udává jeho výstupní rozsah. Komunikace probíhá s řídicím signálem CS – low, zasláním 24-bitového čísla do vstupního posuvného registru. Prvních 6 bitů bitové zprávy nehraje roli. Následující 2 bity určují režim napájení a zbylých 16 bitů nese informaci o požadovaném napětí na výstupu D/A převodníku. Ideální výstupní napětí převodníku je definováno vztahem 14.

$$V_{OUT} = V_{REF} \cdot \frac{D}{65536} \quad (14)$$

kde V_{REF} reprezentuje referenční napětí a D symbolizuje hodnotu v desítkové soustavě, odpovídající binárnímu číslu, reprezentujícímu dané napětí.

74AHCT1G14 je Schmittův spouštěcí obvod, který invertuje vstupní signál. Je zařazen na větev řídicího signálu CS a invertuje řídicí signál tak, aby bylo možné komunikovat s oběma převodníky pomocí jednoho řídicího kanálu CS.

Poslední částí návrhu plošného spoje je část s analogovým filtrem uvedená ve schématu v příloze 4. Mezi klíčové komponenty této části patří operační zesilovače AD 8529. Jedná se o bipolární zesilovače s jednotnou šířkou pásma 8MHz a typickým napětovým offsetem menším než 1mV. Uvedené operační zesilovače tvoří kostru filtračního obvodu. Velmi důležitá je také větev regulující offset. Na tuto větev je přivedeno konstantní referenční napětí 2,5V a dynamicky měněné napětí z D/A převodníku (Offset reduction), napětí je měněno v závislosti na velikosti offsetu. Napětí se sečtou a poté se přičítají do hlavní filtrační větve. S pomocí změn hodnot napětí na D/A převodníku a výše zmíněné větve lze nastavit DC složku hlavního kanálu do středu vstupního rozsahu A/D převodníku, aby bylo možné odečítat změny úrovně napětí do kladných i záporných hodnot.

Návrh byl realizován na dvouvrstvé desce plošných spojů (DPS) o rozměrech 50x50 mm a jeho výroba byla objednána u společnosti PragoBoard. Schéma rozložení součástek na DPS je vyobrazeno v příloze 5.

8. Digitální zpracování hodnot

8.1. Komunikační rozhraní pro komunikaci s převodníky

Mezi běžné komunikační rozhraní pro komunikaci s převodníky patří UART (Universal asynchronous receiver-transmitter), I²C (Inter-Integrated Circuit) a SPI (Serial Peripheral Interface).

UART je rozhraní používané pro komunikaci mezi dvěma zařízeními. Ke komunikaci postačí dva vodiče TxD (Transmit Data) a RxD (Receive Data). Jedná se o asynchronní typ komunikace, kde pro správnou funkci musí být Data Rate mezi oběma zařízeními nastaven na stejné hodnoty, každý přístroj používá svůj nezávislý hodinový signál.

I²C komunikační obvod se může skládat z několika master zařízení a z několika slave zařízení. Všechny master zařízení mohou komunikovat se všemi slave zařízeními. Celkem je možné připojit až 27 slave zařízení. Jedná se o synchronní typ komunikace. Hlavní výhodou je jednoduchá adresace. Zařízení se dají jednoduše přidávat do komunikačního systému a pro komunikaci postačí dva vodiče SDA (Serial Data) a SCL (Serial Clock). I²C rozhraní je pouze half - duplex, to znamená, že komunikace nemůže probíhat oběma směry současně.

SPI rozhraní disponuje oproti výše zmíněným nejvyšší možnou přenosovou rychlostí. Obvykle se jedná o přenosové rychlosti 10 Mb/s až 20 Mb/s. Do komunikačního systému může být připojeno několik zařízení slave, ale pouze jedno zařízení master. Pro komunikaci je zapotřebí obvykle čtyř vodičů: SCLK (Serial Clock) udává tik hodinového signálu, s každým pulzem je vyslán jeden bit, MOSI (Master Out – Slave In) přenáší data od master zařízení ke slave zařízení, MISO (Master In – Slave Out), CS (Chip Select) aktivuje určité slave zařízení pro komunikaci. Jedná se o synchronní typ komunikace, kdy k jednomu master zařízení může být připojeno několik slave zařízení. Stejně jako u I²C, všechna slave zařízení sdílejí společný hodinový signál ze zařízení master. Nevýhodou je rozličnost komunikačních protokolů, aby dokázal uživatel správně nastavit komunikační protokol, musí nejdříve nahlédnout do dokumentace výrobce, aby mohl být protokol správně nastaven. Pro určení komunikujícího slave zařízení se používá vodič CS, který na základě informace z dokumentace výrobku zůstává buď na pozici „high“ či „low“, jak je zapotřebí ke správné komunikaci. S každým nově přidaným slave zařízením je třeba přidat CS vodič, což v případě více připojených zařízení zvyšuje komplexitu celého systému. SPI podporuje Full Duplex komunikaci, to znamená, že data mohou být přijímána a odesílána ve stejný čas.

V této práci je třeba komunikovat mezi jedním master a dvěma slave zařízeními. Počet zařízení a jejich role jsou pevně dány, není tedy nutné žádná zařízení přidávat. Je třeba zajistit vysokou přenosovou rychlost pro konstantní datový tok. Tyto důvody přispěly k výběru SPI jako komunikačního rozhraní mezi embedded platformou a A/D a D/A

převodníky. Frekvence hodinového signálu SPI komunikace mezi platformou a převodníky je nastavena na 500 kHz, zařízení tedy komunikují rychlostí 500 kb/s.

8.2. Řízení IoT senzoru prostřednictvím Embedded platformy

8.2.1. Celkové shrnutí funkcí IoT senzoru

Jádrem IoT senzoru je embedded platforma Raspberry Pi, na které je provozován operační systém Raspbian. Celý IoT senzor je ovládán prostřednictvím mobilní aplikace na chytrém telefonu. V aplikaci se také v reálném čase zobrazují naměřená data. Mobilní telefon je k Raspberry Pi připojen prostřednictvím Bluetooth. Při přivedení napájení na platformu Raspberry Pi se spustí operační systém Raspbian a po spuštění operačního systému se automaticky spustí hlavní řídicí program, který je napsán v jazyce Python. Krátce po spuštění programu, provádí program následující úlohy:

- Import knihoven
- Aktivace GPIO pinů
- Spuštění Bluetooth adapteru na zařízení Raspberry Pi
- Nastavení zařízení viditelným pro jiná zařízení na dobu 60 s
- Nastavení párovatelnosti Bluetooth bez ověřovacího klíče
- Kontrola připojení k internetu
- Nastavení Bluetooth serveru, vytvoření socketu a naslouchání pro příchozí připojení

Ve chvíli, kdy je vytvořen Bluetooth socket a zařízení vyčkává na příchozí připojení klienta, je zároveň připraveno pro začátek měření.

Program umožňuje připojení pouze jednoho klienta ve stejný okamžik. Když je tedy klient připojen, zařízení vyčkává na příchozí zprávy od klienta určující další kroky, které program učiní. Je-li uživatel se svým mobilním telefonem připojen, automaticky se na obrazovce mobilního telefonu vyobrazí stav o připojení embedded platformy k internetu. Význam připojení k internetu je za účelem sdílení dat a jejich ukládání na vzdálené servery bude vysvětleno v další kapitole. Po úspěšném připojení má uživatel možnost pokusit se připojit IoT senzor k internetu pomocí zadání WiFi SSID a hesla do mobilní aplikace, která předá prostřednictvím Bluetooth tyto údaje řídicímu programu, který se pokusí obdržené údaje využít pro připojení k zadané WiFi síti.

Je-li uživatel připraven začít měřit, může zahájit měření stisknutím tlačítka „Start“ ve své mobilní aplikaci. V okamžiku, kdy řídicí program obdrží signalizační bit signalizující začátek měření, zahájí automatickou kalibraci celého senzoru. Před začátkem kalibrace je uživatel informován, aby umístil končetinu pod senzor, krátce poté zahájí řídicí program kalibraci. V průběhu kalibrace probíhá nastavení DC složky vstupního signálu Dopplerova radaru do středu rozsahu A/D převodníku. Uvedené přizpůsobení probíhá na principu nastavení výstupního napětí na D/A převodníku, které je následně přivedeno do filtračních obvodů. Řídicí program přečte od A/D převodníku v každém kroku kalibrace 10 vzorků, u

jejichž průměrné hodnoty vyhodnotí pozici DC složky a podle předepsaných pravidel provede zvýšení či snížení výstupního napětí na D/A převodníku. Při počáteční kalibraci je PGA převodníku nastaveno na hodnotu 1 – tedy maximální rozsah – viz tabulka 7-1. Kalibrace probíhá s končetinou již umístěnou pod senzor, takže se kalibrace provádí vzhledem ke vzdálenosti končetiny od Dopplerova radaru. Před zahájením kalibrace jsou do A/D převodníku odeslána všechna konfigurační bitová slova a proběhne nastavení, které je popsáno v kapitole 8.2.2.

Po dokončení počáteční kalibrace nastává automatické nastavení PGA (dle tabulky 7-1). Volba PGA je omezena pouze na hodnoty zesílení 1, 2 a 4, zbylé rozsahy související s vyššími hodnotami nastavení PGA jsou pro tuto aplikaci příliš malé. Uživatel je požádán, aby provedl několik pomalých pohybů v maximálním rozsahu svých možností. Řídící program přečte od A/D převodníku 700 vzorků, z nichž následně vybere maximální a minimální hodnotu. Rozdíl maximální a minimální hodnoty tvoří rozsah špičkového napětí způsobený pohybem končetiny uživatele. Rozsah špičkového napětí je následně porovnán s rozsahy vstupních napětí definovaných v závislosti na volbě PGA. Vhodná hodnota PGA je ta, jejíž vstupní rozsah je nejbližší rozsahu špičkového napětí. Aby byla zachována rezerva, volí se vždy PGA o 1 stupeň nižší.

Poté dokončení výpočtu PGA, se odešle odpovídající hodnota s nastavením prostřednictvím SPI do A/D převodníku a znovu se provede automatická kalibrace. Automatická kalibrace po nastavení PGA se však provádí již vzhledem k hodnotám a vstupním rozsahům nově nastaveného PGA.

Je-li druhá kalibrace v pořádku dokončena, přečte se z A/D převodníku 300 vzorků, z jejichž průměrné hodnoty se stanoví offset, který se pak následně odečítá od každého naměřeného vzorku. Odčítáním offsetu je zaručeno, že měření začíná v hodnotách okolo 0. Z důvodu šumu a nestabilnosti ruky se nepodaří mít na počátku měření přesně nulovou hodnotu. Měření se následně spustí automaticky. Řídící program posílá neustále požadavky o stavu bitu ve status registru A/D převodníku signalizujícího dokončení konverze. Pokud je signalizace dokončení konverze aktivována příslušným bitem ve status registru, vyšle řídicí program příkaz k přečtení data registru, ve kterém se nachází uložená výsledná hodnota z posledního měřicího cyklu. Tento proces se opakuje do té doby, než uživatel zadá v mobilní aplikaci příkaz k ukončení měření. Řídící program při plném měření řídí komunikaci s A/D převodníkem, odesílá přijatá data prostřednictvím Bluetooth do mobilní aplikace a stále poslouchá pro příchozí zprávy signalizující např. požadavek o ukončení měření.

Vzorkované hodnoty A/D převodníkem jsou předávány do Raspberry Pi v podobě 24-bitových čísel. Řídící program provede konverzi bitového čísla na hodnoty v desítkové soustavě a dále provede přepočítání na napětí. Výsledky veškerých měření a kalibrací jsou tedy vyjadřovány v hodnotách výstupního napětí. Typicky se difference napětí při měření aktivace svalu či pohybu končetiny pohybovala v rozmezí 0V – 1V. Naměřené hodnoty napětí jsou následně násobeny konstantou 10000 a jako celé číslo v rozmezí 0 – 10000 odeslány prostřednictvím Bluetooth k vykreslení do mobilní aplikace.

Obdrželi-li řídicí program požadavek na ukončení měření, přeruší měření a přestane vysílat data. Následně je možné znovu zahájit měření, ale systém projde znovu celým procesem kalibrace. V případě, že se uživatel se svoji mobilní aplikací odpojí nebo v případě přerušené komunikace se Bluetooth socket zavře a vzápětí se otevře nový, který opět vyčkává na připojení klienta. Tento proces lze stále opakovat, dokud nedojde k úplnému ukončení běhu programu.

8.2.2. Jednotlivé třídy a funkce řídicího programu

Pro správnou funkci řídicího programu se při jeho prvním spuštění importují následující knihovny: `spidev`, `RPi.GPIO`, `time`, `threading`, `statistics`, `pexpect`, `subprocess`, `bluetooth`, `urllib` a `os`. Knihovna `spidev` obstarává komunikaci přes SPI rozhraní, knihovna `RPi.GPIO` obstarává správnou funkci GPIO pinů, knihovna `time` je používána pro krátké pozastavení programu v případě, kdy se vyčkává na ustálení stavu na jednotlivých součástkách analogových obvodů, knihovna `threading` obstarává provoz vláken, knihovna `statistics` slouží k matematickým operacím v průběhu programu, knihovna `pexpect` společně s knihovnou `os` a `subprocess` obstarávají předání příkazů nadřazenému operačnímu systému, knihovna `Bluetooth` obstarává komunikaci prostřednictvím Bluetooth a knihovna `urllib` slouží k otevírání URL adres, což je v této aplikaci použito pro ověření připojení k internetu.

Na následujících stránkách jsou stručně popsány jednotlivé funkce a jejich úkoly.

- *Třída `Bluetoothctl`* umožňuje zápis příkazů do systému k ovládní Bluetooth adaptéru tak, jako by byly zapisovány prostřednictvím příkazového řádku.
- *Funkce `Bluetooth_setup`* vysílá prostřednictvím třídy `Bluetoothctl` příkazy ke konfiguraci Bluetooth adaptéru. Uvedenými příkazy jsou: „power on“, „discoverable on“, „pairable on“, „agent NoInputNoOutput“, „default-agent“. Příkaz „agent NoInputNoOutput“ zajišťuje párovatelnost zařízení bez ověřovacího klíče.
- *Funkce `bt_server_start`* spouští Bluetooth server s protokolem RFCOMM a vytváří nový Bluetooth socket, zároveň poslouchá a vyčkává na připojení Bluetooth klienta.
- *Funkce `read_bt_serial`* čte data přijatá prostřednictvím Bluetooth a na základě přijatých dat rozhoduje o dalším běhu programu: volá funkce pro začátek nového měření či pro ukončení probíhajícího měření, posílá příkaz pro připojení do sítě WiFi, kontroluje připojení k internetu. V případě, že dojde k přerušení komunikačního spoje, automaticky se zavolá funkce uzavření současného socketu a vytvoří se nový.
- *Funkce `Bluetooth_communication`* vytváří vlákno, které konstantě volá funkci `read_bt_serial`.
- *Funkce `send_data_to_BTClient`* je volána pokaždé, když je potřeba poslat data prostřednictvím Bluetooth spojení.
- *Funkce `disconnected`* je volána pokud dojde k přerušení Bluetooth spojení (ukončení spojení uživatelem či přerušení spojení z jiných důvodů). Pokud probíhá měření, funkce jej ukončí, uzavře existující socket a otevře nový.
- *Funkce `connect_to_WIFI`* se stará o připojení embedded platformy a celého IoT senzoru do sítě WiFi a k internetu. Funkci je předáno SSID sítě a heslo přijaté

prostřednictvím Bluetooth kanálu. Tyto údaje jsou zapsány do souboru `wpa_supplicant.conf`, který obsahuje přihlašovací údaje do existujících WiFi sítí. Po zapsání nových údajů do souboru je automaticky vyslán příkaz pro rekonfiguraci WiFi adaptéru. Proběhne-li rekonfigurace adaptéru v pořádku, je zavolána funkce `verify_Internet_connection`, která ověřuje připojení do sítě internet. Pokud rekonfigurace WiFi adaptéru vyše chybovou hlášku, zápis do souboru `wpa_supplicant.conf` nesplňuje podmínky správných údajů (délka SSID, délka hesla nebo správnost použitých znaků) a je volána funkce `correct_WPA_Conf`, která odstraní poslední zapsaný údaj do souboru `wpa_supplicant.conf`.

- *Funkce `correct_WPA_Conf`* otevírá soubor `wpa_supplicant.conf` a odstraňuje posledních 5 řádků souboru v případě, že rekonfigurace WiFi adaptéru byla neúspěšná.
- *Funkce `verify_Internet_connection`* vytváří vlákno, které opakovaně volá funkci `get_url`.
- *Funkce `get_url`* se pokouší otevřít předem danou URL adresu. Pokud se otevření podaří, funkce `get_url` a `verify_Internet_connection` jsou ukončeny a v programu je uložena informace o úspěšném připojení k internetu. Pokud se danou URL adresu otevřít nepodaří, proběhne pokus o její otevření ještě 12x s časovým rozmezím 5s. Po uplynutí dvanácti neúspěšných pokusů se ověřování ukončí a v programu je uložena informace o neúspěšném připojení k internetu.
- *Funkce `set_communication`* nastavuje parametry SPI spojení (maximální frekvence hodinových pulzů – pro aplikaci IoT senzoru je nastaveno 500 kHz, počet bitů v jednom bitovém slově – pro aplikaci IoT senzoru je nastaven 8).
- *Funkce `write_DA`* se stará o nastavení výstupního napětí D/A převodníku. Je volána kalibrační funkcí, od které obdrží požadovanou hodnotu na výstupu D/A převodníku. Funkce se stará o správný formát bitového slova a proces vyslání bitů – komunikuje s SPI knihovnou, vysílá 24-bitové slovo a ovládá GPIO pin, který je používán jako řídicí kanál „Chip Select“. Funkce obdrží požadovanou hodnotu v dekadické soustavě a volá funkci `DA_output` pro výpočet bitového slova.
- *Funkce `DA_output`* je volána funkcí `write_DA`, od které obdrží požadovanou výstupní hodnotu na D/A převodníku v dekadické soustavě. Funkce vypočítá potřebné číslo odpovídající výstupnímu napětí dle vztahu (14) uvedeného v kapitole 8.2.2 a převede výsledné číslo do 16-bitového slova (rozděleného do dvou 8-bitových slov). Výsledné 16-bitové slovo vrací funkci `write_DA`.
- *Funkce `read_AD`* je volána jinými funkcemi, komunikuje s knihovnou SPI a zajišťuje čtení dat z A/D převodníku. Nutným parametrem pro správnou operaci je počet bajtů (8 bitových slov), které mají být pro danou komunikaci přečteny. Bitová délka odpovědi A/D převodníku se liší v závislosti na požadované informaci (např. výstupem datového registru je 24-bitové slovo, výstupem status registru je 8-bitové slovo).

- *Funkce combine_bits* zajišťuje složení bitového slova z jednotlivých přijatých 8-bitových částí.
- *Funkce convert_to_volts* převádí přijaté bitové slovo na úroveň napětí v závislosti na nastaveném PGA.
- *Funkce calibration_samples* zajišťuje načtení počtu vzorků pro kalibraci. Počet vzorků je nastavitelný parametr. Pro obdržení vzorků je volána funkce *read_data_AD*, která zajišťuje komunikaci s A/D převodníkem.
- *Funkce read_data_AD* komunikuje s A/D převodníkem prostřednictvím knihovny SPI, konstantě vysílá požadavek na čtení status registru a poté, co signalizační bit status registru indikuje dokončenou konverzi, vysílá požadavek na čtení status registru.
- *Funkce analog_calibration* obstarává analogovou kalibraci. Funkce vždy vyžádá načtení 10 vzorků, jejichž hodnotu zprůměruje a porovnává rozdíl mezi zprůměrovanou hodnotou a požadovanou hodnotou ve středu vstupního rozsahu A/D převodníku dle nastaveného PGA. V závislosti na velikosti rozdílu zprůměrované hodnoty a požadované hodnoty se určuje velikost skoku pro nastavení výstupního napětí D/A převodníku. Cyklus se stále opakuje, dokud nedojde k nalezení přibližné hodnoty ve středu rozsahu.
- *Funkce PGA_autoset* nastavuje PGA pro vhodný rozsah A/D převodníku. Funkce si vyžádá od uživatele několik pohybů s největší možnou intenzitou a průběh těchto pohybů si uloží. Z načtených dat následně vybere maximum s minimem, odečte jejich rozdíl a získá rozdíl napětí V_{pp} (špička – špička) pro maximální pohyb. V_{pp} se následně porovnává se vstupními rozsahy jednotlivých hodnot PGA. Hodnota, která je svým rozsahem vstupního napětí nejbližší hodnotě V_{pp} je považována za vhodnou. Pro zajištění rezervy se však volí PGA o úroveň nižší. Vypočtené PGA je následně konfiguračním bitovým slovem odesláno do A/D převodníku a jeho hodnota je také uložena do globální proměnné, aby bylo možné správně odečítat úroveň napětí z A/D převodníku.
- *Funkce AD_configuration* se stará o konfiguraci převodníku před započítím každého měření. Jedná se o nastavení vstupních kanálů, nastavení reference, nastavení filtrů a výstupního Data Rate, nastavení režimu čtení A/D převodníku a dalších parametrů. Parametry jsou předány A/D převodníku prostřednictvím SPI knihovny v podobě konfiguračních bitových slov.
- *Funkce measure* zajišťuje vlastní čtení naměřených hodnot a jejich předání funkci zajišťující přenos prostřednictvím Bluetooth. Před každým měřením si funkce načte určitý počet vzorků, z kterých vypočítá průměrnou hodnotu. Vypočtená hodnota poté slouží k odstranění offsetu a nastavení počátku měření do bodu 0. Aby nedocházelo ke čtení záporných hodnot v případě posunu v rámci periody Dopplerova signálu, jsou načtená data přepočítávána na absolutní hodnotu. Výsledné rozdíly napětí, zpravidla v rozsahu 0V – 1V jsou následně násobeny

konstantou 10000, aby bylo získáno celé číslo a odesláno prostřednictvím Bluetooth spojení do mobilní aplikace, kde dochází k jejich vykreslení.

- *Funkce initialize* je volána v závislosti na přijetí bitu z mobilní aplikace signalizujícího požadavek pro začátek měření. Funkce nastaví parametry SPI spojení (maximální frekvence hodinových pulzů – pro aplikaci IoT senzoru je nastaveno 500 kHz, počet bitů v jednom bitovém slově – pro aplikaci IoT senzoru je nastaven 8) a zahájí konfiguraci převodníku. Poté volá funkce analogové kalibrace, nastavení PGA a znovu analogové konfigurace. Je-li vše nastaveno, volá funkci start, která se stará o zahájení odečítání dat z A/D převodníku v průběhu měření.
- *Funkce start* spouští vlákno pro odečítání hodnot z A/D převodníku, které konstantě volá funkci measure, dokud není na požadavek z mobilní aplikace ukončeno.
- *Funkce stop* je volána v závislosti na signalizačním bitu z mobilní aplikace požadující ukončení měření. Funkce po svém zavolání ukončuje vlákno zajišťující odečítání hodnot z A/D převodníku.
- *Funkce main* je první funkce, která je volána při spuštění řídicího programu. Při svém spuštění vytvoří globální proměnné pro správnou funkci vláken a následně volá funkce bluetooth_setup, bt_server_start a bluetooth_communication zajišťující nastavení Bluetooth komunikačního kanálu tak, aby se mohl uživatel připojit prostřednictvím mobilní aplikace a dále již IoT senzor z mobilní aplikace ovládat.

8.3. Mobilní aplikace Myograf

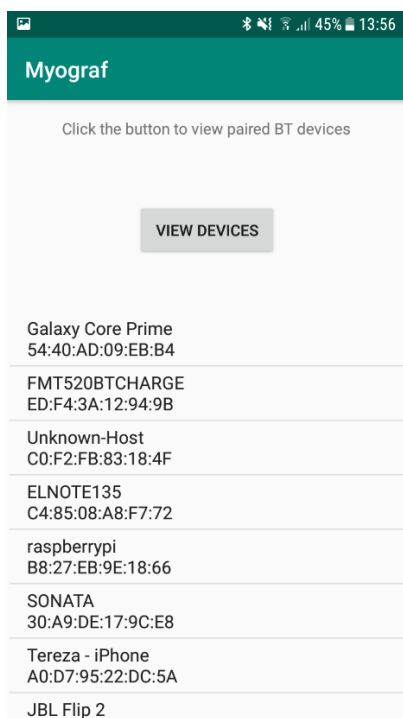
Motivace pacientů a zároveň rychlá zpětná vazba jsou velice důležité parametry pro úspěšnou rehabilitaci. Aby mohli pacienti užívat rehabilitační zařízení v pohodlí svého domova, je třeba, aby byla zařízení kompaktní a uživatelsky přívětivá. Jednoduchost v ovládání a v nastavení měřicího stanoviště je v tomto případě garantována použitím mobilní aplikace, která slouží jako uživatelské rozhraní pro ovládání celého IoT svalového senzoru. Aplikace komunikuje s IoT senzorem prostřednictvím Bluetooth, kdy se připojuje jakožto klient k Bluetooth serveru, provozovanému na platformě Raspberry Pi (IoT svalovém senzoru). Aplikace je napsána v jazyce Java pomocí nástroje „Android studio“ pro vytváření mobilních aplikací. Android studio disponuje vizualizačním nástrojem pro návrh grafického rozložení aplikací, aplikačním analyzátozem, který napomáhá redukovat velikost aplikace, emulátorem aplikací nebo přímým propojením s mobilním telefonem, které umožňuje okamžité testování aplikace a editorem kódu pro jednoduché a přehledné tvoření kódu.

Aplikace se skládá z tzv. jednotlivých aktivit. Každá aktivita znamená otevření nového okna, ve kterém může uživatel provádět různé úkony. Pro funkci každé aktivity je třeba pro každou aktivitu vytvořit soubor s vlastním zdrojovým kódem pro běh aktivity a dále definovat grafické rozložení objektů v daném okně aplikace. Informace o grafickém rozložení jsou uloženy v adresáři layout obsaženém v každém projektu. Mezi další editovatelné soubory patří ještě např. soubor strings.xml obsahující informace o nápisech

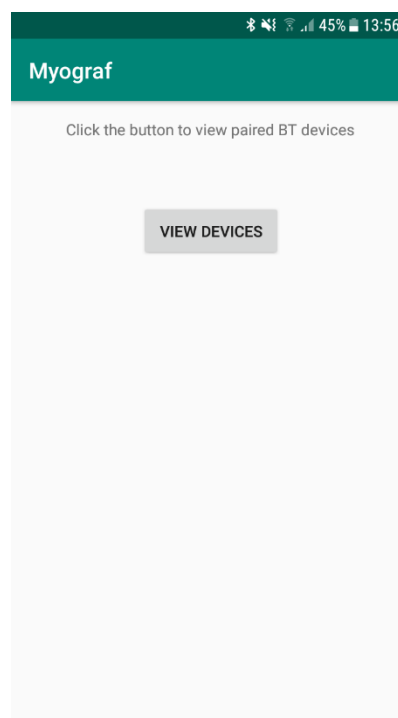
jednotlivých tlačítek či oken nebo colors.xml nesoucí informace o jednotlivých barevných rozloženích.

Pro správnou funkci celé aplikace je třeba, aby projekt obsahoval soubor AndroidManifest.xml. Soubor AndroidManifest je umístěn v hlavní složce projektu a předává důležité informace o aplikaci nástrojům pro stavbu aplikace a samotnému operačnímu systému Android. Mezi další informace, které musí Manifest obsahovat, patří název aplikace, pod kterým je v mobilním telefonu zobrazována a dále komponenty celé aplikace, které zahrnují všechny aktivity, služby a poskytovatele obsahu. Další důležitou součástí jsou povolení přístupu k chráněným částem systému, ke kterým musí aplikace přistupovat. Poslední součástí jsou hardwarové a softwarové komponenty, které aplikace potřebuje ke svému provozu.

Aplikace Myograf se skládá ze dvou aktivit. V první, tzv. hlavní aktivitě, se uživateli nabídne možnost zobrazit spárovaná zařízení kliknutím na tlačítko „View Devices“ a vybrat z nabídky zařízení, ke kterému se chce připojit. Ukázky grafického rozložení první aktivity jsou vyobrazeny na obrázcích 8-1 a 8-2.

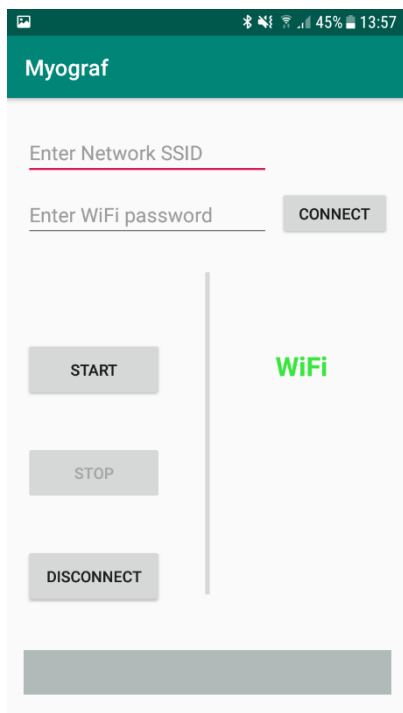


Obrázek 8-1 Výběr spárovaných zařízení Bluetooth

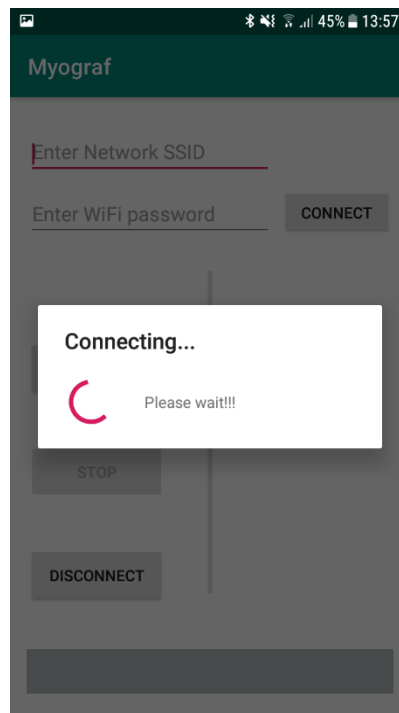


Obrázek 8-2 Úvodní obrazovka mobilní aplikace Myograf

V dalším kroku se aplikace pokusí k vybranému zařízení připojit prostřednictvím Bluetooth. Vyčkávací obrazovka je vyobrazena na obrázku 8-3. Při úspěšném připojení se uživateli zobrazí druhá aktivita. Její grafické rozložení je na obrázku 8-4.



Obrázek 8-4 Grafické rozložení adruhé aktivity aplikace Myograf – ovládání IoT senzoru.



Obrázek 8-3 Vyčkávací obrazovka při připojování prostřednictvím Bluetooth

Po připojení uživatele může být zahájeno měření. Pro budoucí využití, kdy bude možné sdílet naměřená data prostřednictvím internetu, má uživatel možnost připojit IoT senzor do sítě internet prostřednictvím WiFi. Aktuální stav o připojení k internetu je signalizován kontrolním nápisem WiFi v pravé části aplikace. Je-li IoT senzor připojen k internetu, pak svítí nápis WiFi zelenou barvou, pokud senzor připojen není, nápis je pouze šedý. Není-li senzor připojen k internetu, pak má uživatel možnost pokusit se o připojení vyplněním SSID a hesla dané sítě, ke které se chce připojit. Pokus o připojení se zahájí kliknutím na tlačítko „Connect“. SSID a heslo se předají IoT senzoru prostřednictvím Bluetooth a aplikace vyčkává na obdržení výsledku. Pokud proběhne připojení v pořádku, pak se po chvíli šedý nápis WiFi rozsvítí zeleně a IoT senzor bude připojen k internetu. Rozhodne-li se uživatel zahájit měření, klikne na tlačítko „Start“. Aplikace vyšle bit signalizující začátek měření a IoT senzor zahájí inicializaci a následně kalibraci. O veškerém důležitém dění v IoT senzoru je uživatel informován pomocí šedého informačního panelu umístěného ve spodní části aplikace, jak je vyobrazeno na obrázku 8-5. Po úspěšné kalibraci a nastavení PGA je spuštěno měření. Pacient vidí tuto informaci v informačním panelu a zároveň vidí měnící se úroveň stavového sloupce, signalizujícího průběh měření. Průběh měření je vyobrazen na obrázku 8-5.



Obrázek 8-5 Průběh měření v mobilní aplikaci Myograf

9. Bezdrátová technologie přenosu dat pro medicínské účely

V dnešní době převládá snaha ukládat data a informace na sdílené cloudové úložiště, odkud jsou lépe dostupná. Za podmínky dostatečného zabezpečení jsou v cloudu data také lépe chráněna před případným zničením či ztrátou v koncových zařízeních. Sdílení dat umožňuje spolupráci většího počtu lidí nebo vzdálenou asistenci. Bezdrátová komunikace je v posledních letech v medicíně velice populární, odstraňuje velké množství kabeláže z nejrůznějších senzorů, zvyšuje pacientův komfort v průběhu měření a umožňuje okamžitý přenos dat. Bezdrátová komunikace hraje klíčovou roli v telemedicíně a v aplikacích domácí péče. Technologie Bluetooth je jedna z nejčastějších komunikačních prostředků v oblasti medicíny (27).

9.1. Využití Bluetooth v oblasti medicíny

Bluetooth umožňuje radiový přenos na krátké vzdálenosti, je proto vhodný pro komunikaci mezi měřicím zařízením (senzorem) a zařízením shromažďujícím naměřená data (např. mobilní telefon). Pro aplikaci senzoru kosterního svalstva se nabízí využití standardního Bluetooth (tzv. Bluetooth Classic) nebo Bluetooth Low Energy (BLE).

Princip komunikace po BLE je zcela odlišný od standardního Bluetooth. Pro zahájení komunikace není třeba vytvářet sockety, používá se tzv. služba GATT (Generic Attribute Profile). Pro GATT model je charakteristická následující terminologie:

- Klient – zařízení, které iniciuje požadavky
- Server – odpovídá na požadavky od klienta
- Charakteristika – hodnota přenášená mezi klientem a serverem
- Servis (služba) – skupina sobě příbuzných charakteristik
- Deskriptor – uchovává dodatečnou informaci o charakteristice
- Identifikátor – identifikuje atributy charakteristika, služba a deskriptor. Tyto atributy jsou identifikovány prostřednictvím UUID čísel.

Hlavními výhodami BLE je nízká spotřeba energie a tedy dlouhodobá výdrž na baterii, malé rozměry a kompatibilita s mnoha zařízeními, jako jsou mobilní telefony či tablety. BLE zařízení dosahují značné úspory energie právě proto, že dokáží vyslat data a rychle se vrátit do režimu idle. Technologie BLE je často používána v oblastech, kde není třeba přenášet velké množství dat. V medicínském prostředí je koncept BLE vhodný např. pro občasné zaslání informace o stavu pacienta. Zařízení monitorující srdeční pulz, úroveň pozornosti, tělesnou teplotu, kvalitu spánku, denní aktivity a mnoho dalšího mohou pomocí technologie BLE vyslat naměřená data do mobilního telefonu. Data nemusí být konstantně streamována, stačí jejich občasné vyslání, a proto je BLE vhodné pro tuto aplikaci. BLE zařízení mohou být dále vhodná pro sledování polohy věcí. Zařízení mohou občas vyslat svoji lokaci a tím identifikovat, kde se právě nachází, případně zaslat informaci o tom, kdo je používá.

Naproti BLE stojí možnost použití standardní Bluetooth spojení, tzv. Bluetooth Classic. Klasické Bluetooth spojení se běžně používá pro streamování dat (ať už jde o audio, video, nebo přenos rozsáhlejších souborů). Standardní Bluetooth spojení se po každém vyslání dat neuvádí do režimu idle. Je-li vytvořen Bluetooth socket, zařízení zůstává aktivní a stále poslouchá. Pro zasílání dat po sériovém rozhraní prostřednictvím Bluetooth se v případě Bluetooth Classic nabízí protokol RFCOMM. Pro správnou funkci je třeba vytvořit socket, prostřednictvím kterého pak mohou být data přijímána či vysílána. V případě protokolu RFCOMM je třeba, aby zařízení byla spárována. Je-li socket úspěšně vytvořen, mohou být data přenášena prostřednictvím output a input streamu.

Přestože je v medicíně ve velkém množství případů preferován koncept BLE, pro aplikaci monitoru svalové aktivity se zdá být vhodnější využití starší verze Bluetooth. Svalový senzor je při svém provozu napájen z elektrické sítě, v jeho případě tedy nehrozí vybití baterií. Zároveň je připojen prostřednictvím Bluetooth pouze tehdy, pokud probíhá aktivní měření. Jindy může být zařízení zcela vypnuto, protože jeho činnost není potřeba. Provoz se nepředpokládá dlouhodobý, ale pouze v krátkých časových úsecích – přibližně jednotky minut. Naměřená data jsou v podobě datového streamu okamžitě přenášena do mobilní aplikace, kde jsou následně vykreslena. Streamování dat také nasměrovává k použití klasického konceptu Bluetooth.

9.2. Využití WiFi v oblasti medicíny

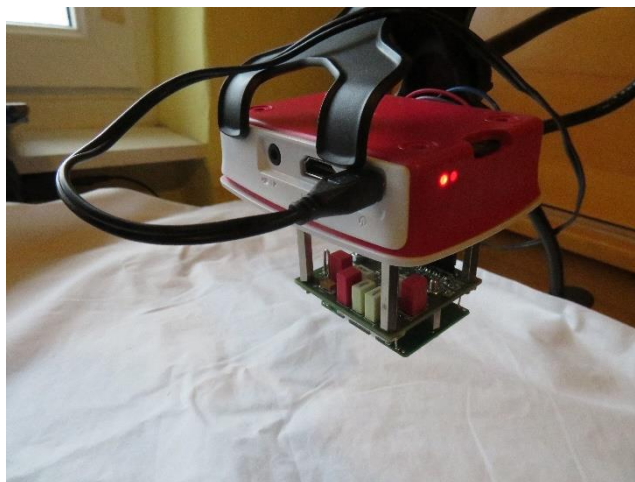
V předchozí kapitole byla diskutována vhodnost použití Bluetooth aplikací pro medicínské účely. Technologie Bluetooth je vhodná pro přenos informací na kratší vzdálenosti. Je-li třeba přenést informace o pacientovi a jeho stavu z jeho domova k lékaři, senzor musí být připojen k internetu. Při přenosu prostřednictvím internetu ovšem vyvstává otázka bezpečnosti, údaje o pacientech jsou citlivá data a není přípustné, aby bylo možné s nimi při přenosu neoprávněně nakládat. Dalším důležitým faktorem je obecná dostupnost zdravotnických záznamů a jejich standardizovanost pro případné strojové zpracování. Nově vznikající koncept, zabývající se touto problematikou se nazývá „Fast Healthcare Interoperability Resources“ (FHIR). Jedná se o standard popisující datové formáty (zdroje) a aplikační programovací prostředí (API) pro výměnu elektronických zdravotních informací. Standard umožňuje přístup do různých elektronických zdravotnických záznamů. Populární opensource implementací je tzv. HAPI – aplikace založená na Javě. HAPI poskytuje rozhraní Representation State Transfer (REST) pro přístup k datům, které je s FHIR kompatibilní. V tuto chvíli je hlavním nedostatkem konceptu nedostatečná podpora klientské strany.

IoT senzor pro měření svalové aktivity je do budoucna pro takovou aplikaci připraven. Díky tomu, že disponuje připojením k internetu, stačí v budoucnu implementovat klienta do embedded platformy Raspberry Pi a zařídit předání naměřených dat. Klient by se již dále postaral o jejich zpracování a přenos.

10. Měření svalové aktivity pomocí IoT senzoru

10.1. Konstrukční řešení senzoru

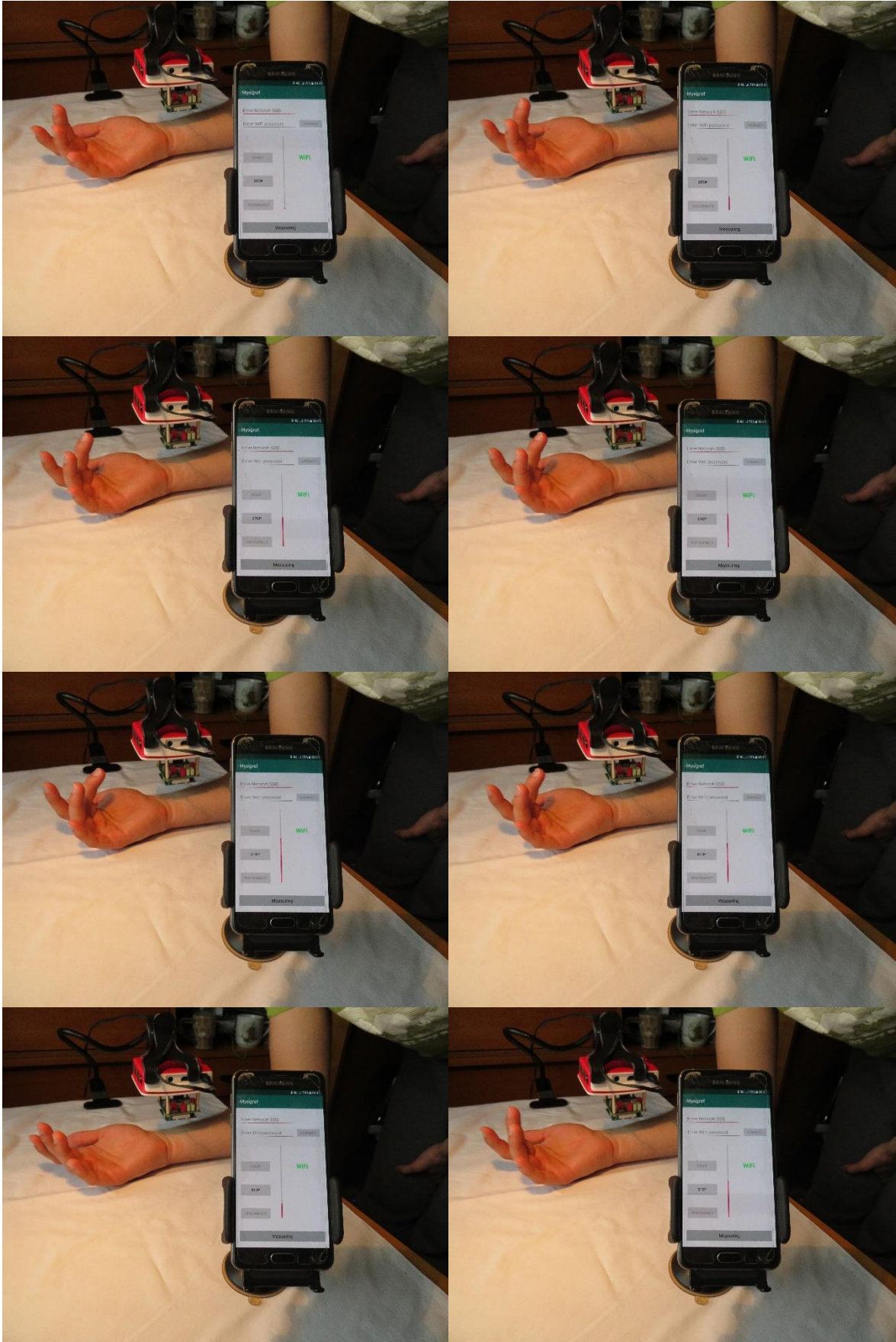
V průběhu práce byl navržen a zkonstruován senzor pro měření svalové aktivity, který je vyobrazen na obrázku 10-1.

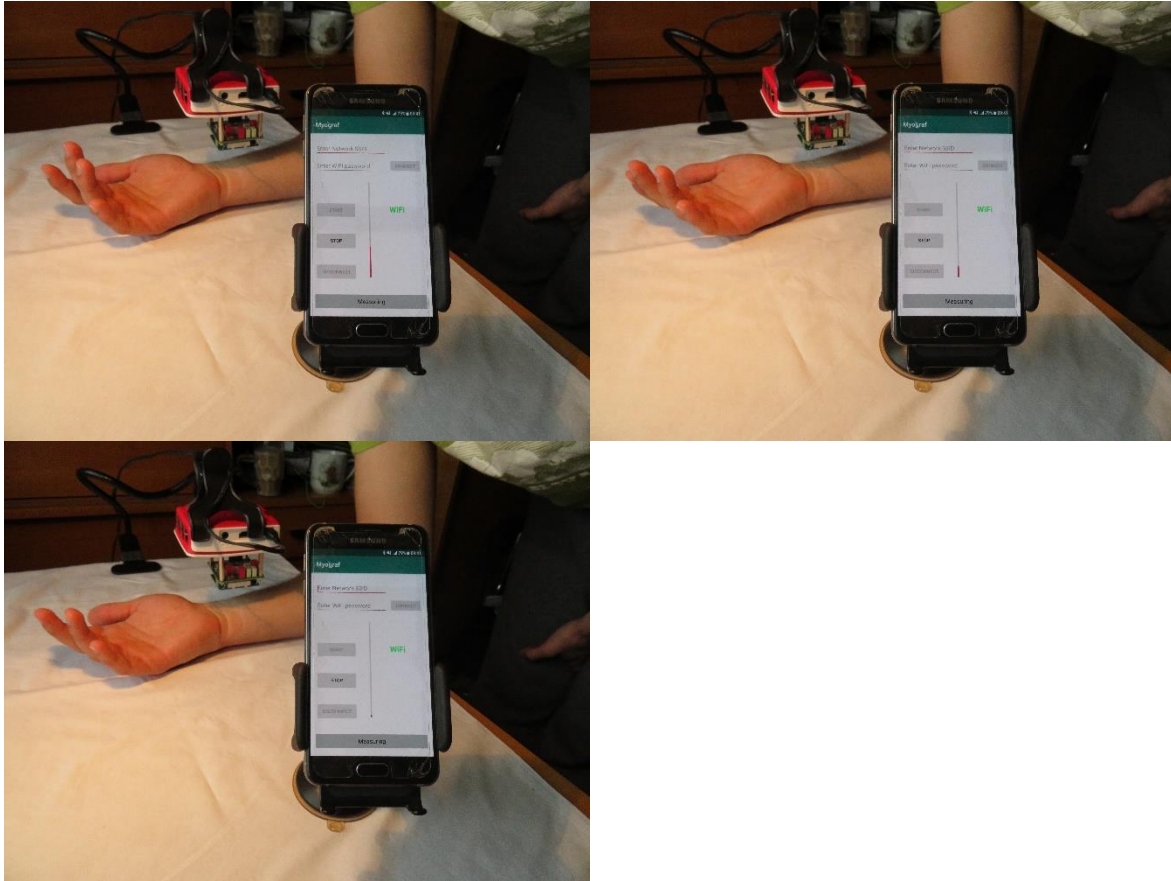


Obrázek 10-1 Senzor svalové aktivity

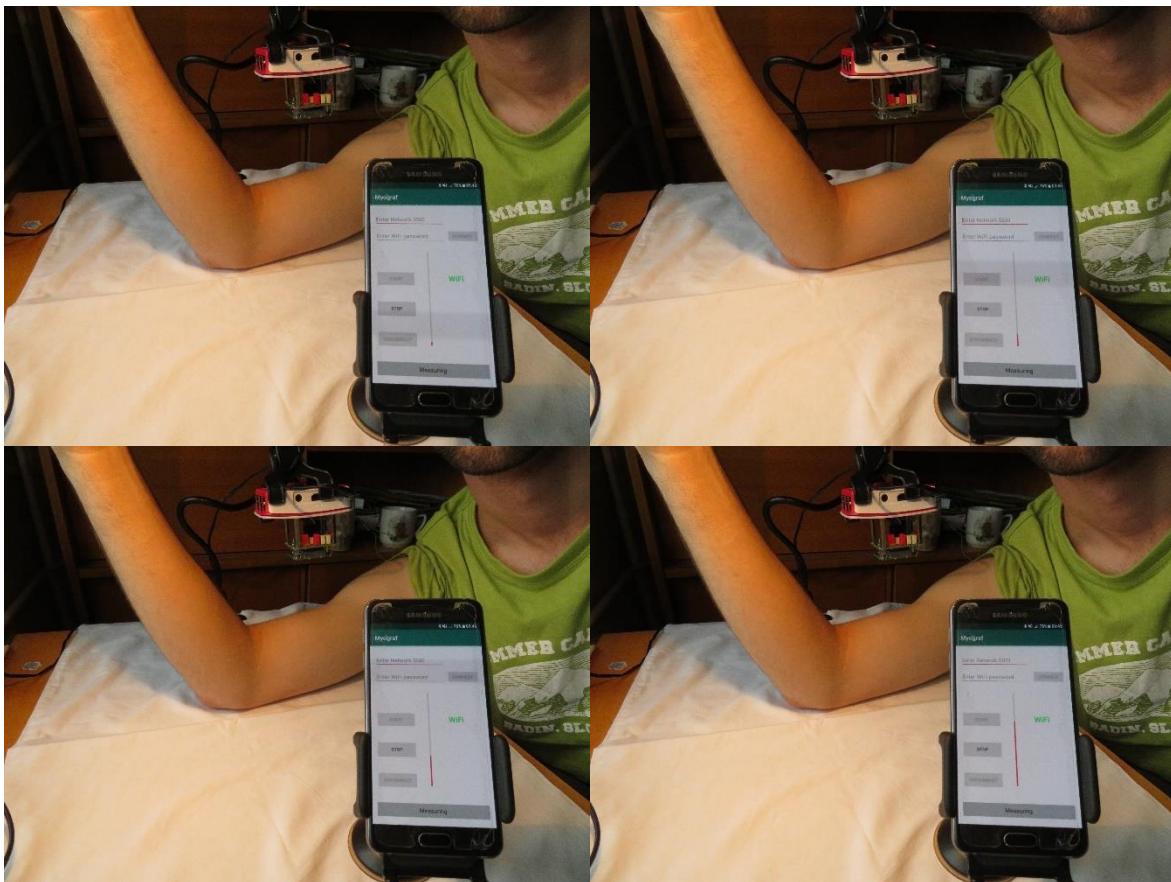
Senzor se skládá ze tří částí – embedded platformy Raspberry Pi, desky plošných spojů s převodníky a analogovými filtračními obvody a poslední částí tvořené samotným Dopplerovým radarem. Jednotlivá patra jsou k sobě připevněna pomocí distančních šroubů a přimontována ke krytu Raspberry Pi. Pro upevnění zařízení v potřebné výšce je používán stojánek – tzv. husí krk. Stojánek lze upevnit ke kraji desky stolu nebo na hranu jiné vodorovné či svislé plochy. Samotné zařízení je pak umístěno do kleští stojánku.

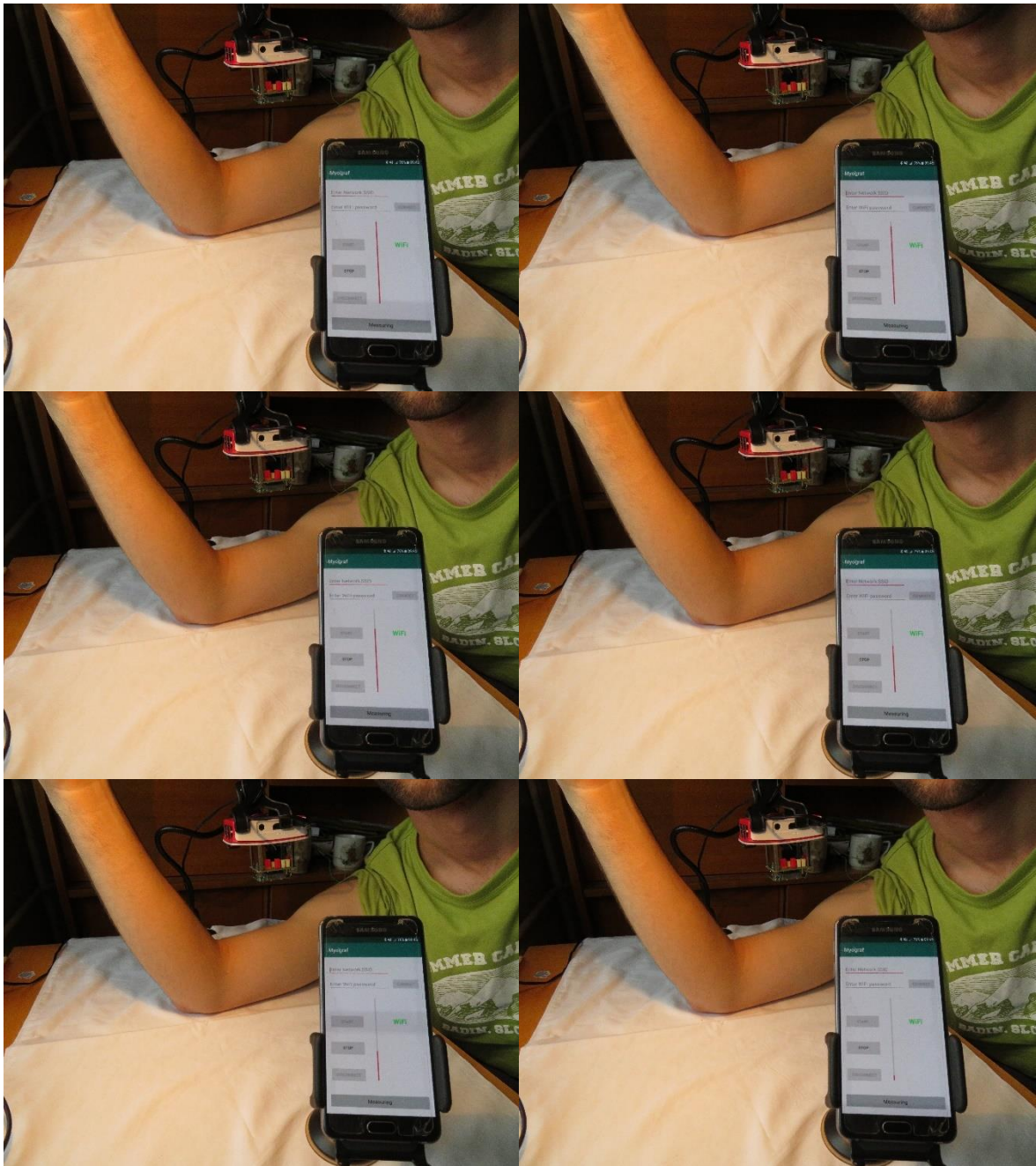
Funkce senzoru bude ověřena měřeními na několika partiích lidského těla. První oblastí, kde bude měřena svalová aktivita v podobě koncentrické kontrakce, je oblast nad zápěstím. Smršťování a natahování těchto svalů způsobuje pohyb prstů horní končetiny. V případě dalších tří oblastí bude probíhat měření izometrických kontrakcí – tedy nebude docházet ke smršťování a prodlužování svalů, ale pouze k jejich aktivaci. Jedná se o sval stehenní (kvadriceps), dvouhlavý sval pažní (biceps) a oblast krátkých natahovačů prstů dolní končetiny. Výsledkem budou sekvence snímků pro každé měření, které zaznamenávají pohyb příslušné partie lidského těla a jemu odpovídající pohyby v grafu mobilní aplikace.



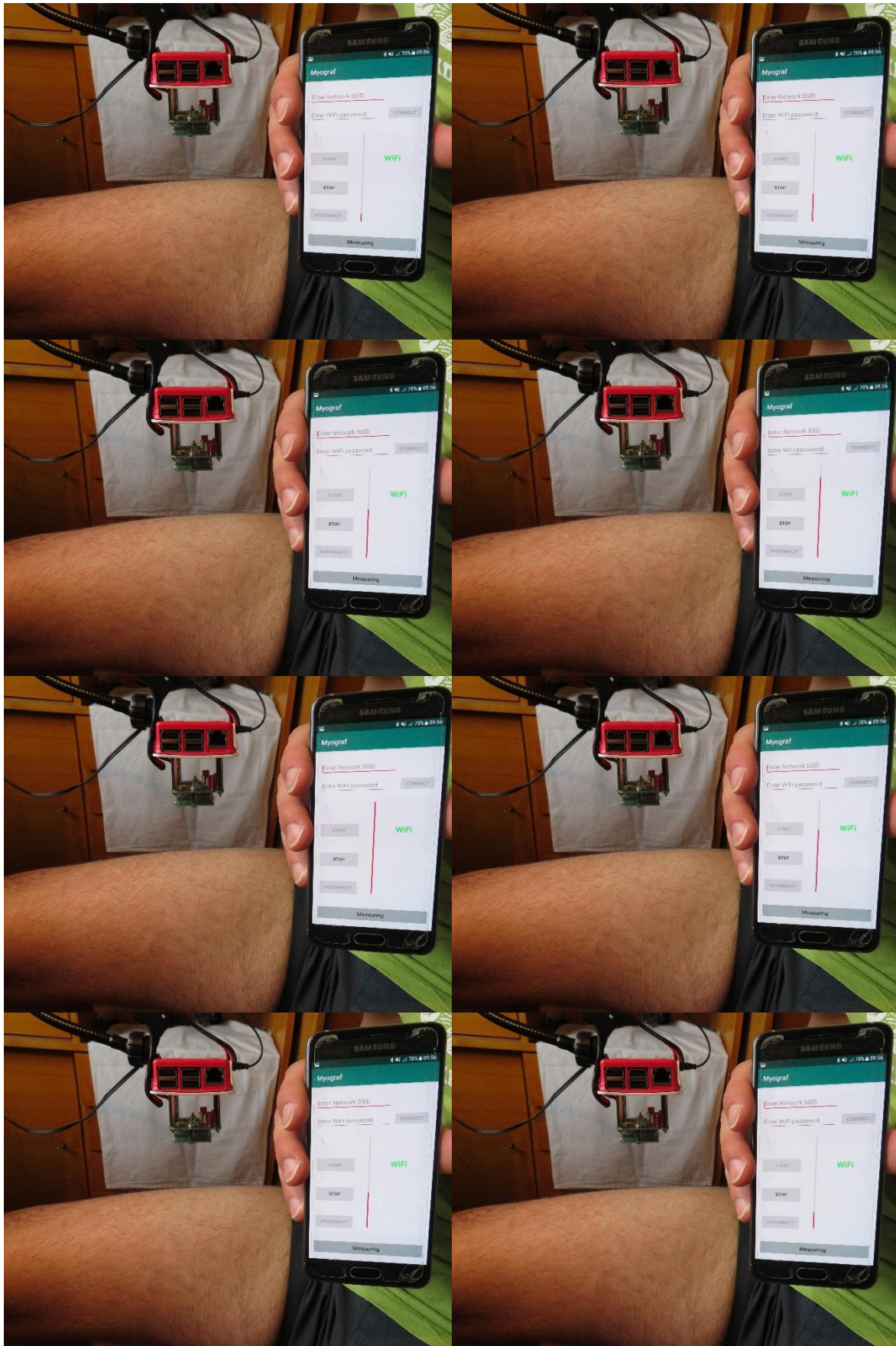


Obrázek 10-2 Koncentrická kontrakce v oblasti nad zápěstím

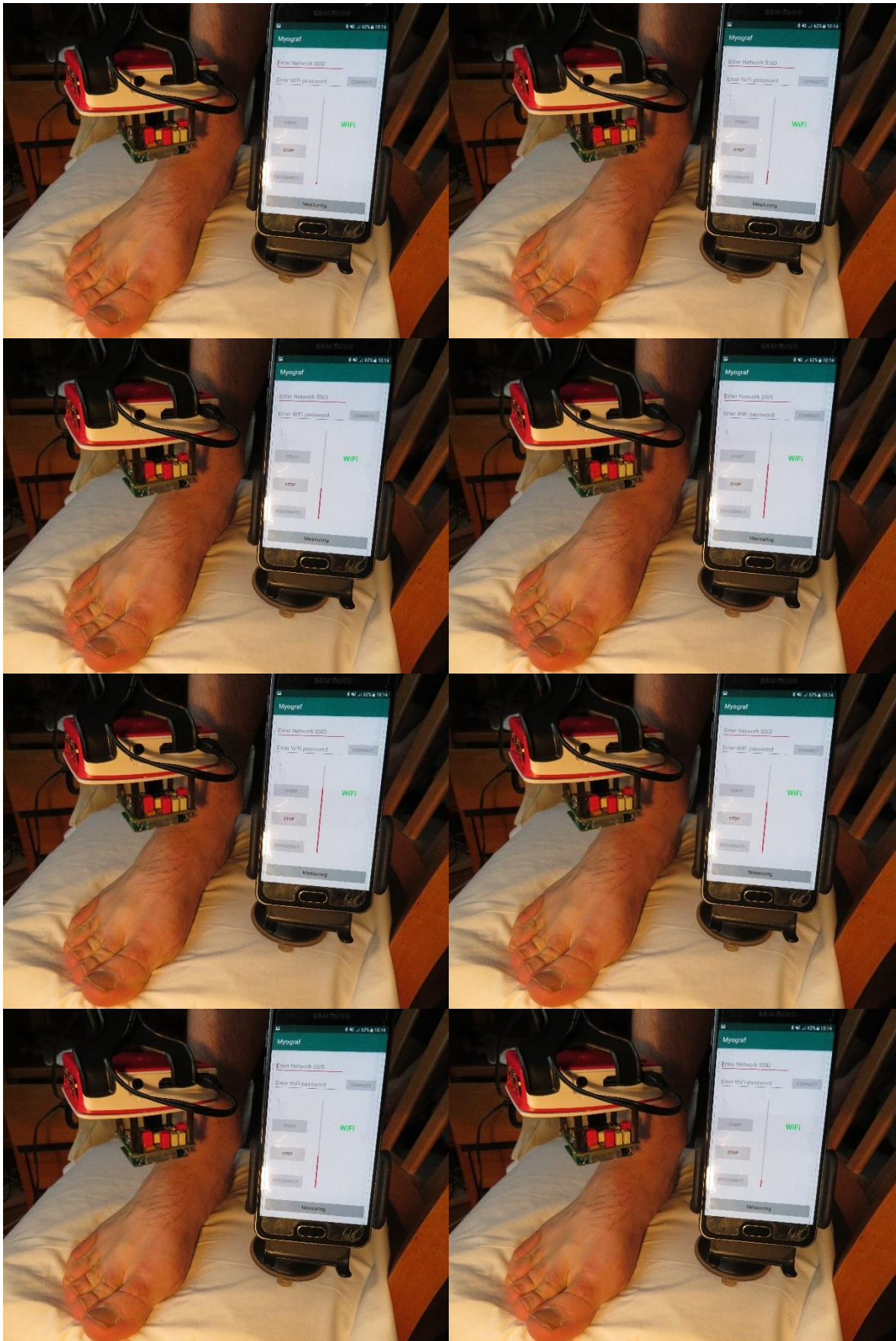




Obrázek 10-3 Izometrická kontrakce dvouhlavého svalu pažního



Obrázek 10-4 Izometrická kontrakce svalu stehenního



Obrázek 10-5 Izometrická kontrakce krátkých natahovačů prstů dolní končetiny

11. Závěr

V rámci této práce byla prozkoumána současná situace v oblasti rehabilitační péče. Byly zkoumány různé formy rehabilitací a pohybů kosterního svalstva, mezi které patří izometrické kontrakce, koncentrické kontrakce a excentrické kontrakce. Dále byly představeny metody pro měření těchto pohybů, mezi které patří handgrip, metoda tensiomyografie, ultrazvuková elastografie a elektromyografie. Po představení dosavadně používaných metod byla konstatována absence technicky nenáročné metody pro měření izometrických kontrakcí – tedy pohybů, při kterých dochází pouze k aktivaci svalu, ne však k jeho pohybu. Současné metody využívají elektrod, které musí být kontaktně umístěny na povrch lidské kůže nebo implementovány pod kůži. Tyto metody pro svoji technickou náročnost neumožňují pacientovi provádět rekonvalescenci nebo se udržovat v kondici z pohodlí svého domova. Okamžitá zpětná vazba je důležitá pro nejlepší účinek rehabilitačních cvičení a zároveň je výbornou motivací pro pacienta.

V reakci na výše zmíněné požadavky byl navržen IoT senzor pro bezdrátové monitorování svalové aktivity. Senzor je založen na principu Dopplerova radaru a detekce pomalých mikro-pohybů. Bylo představeno několik experimentálních řešení. První metodou byla kombinace embedded platform Arduino Uno a Raspberry Pi 3. Metoda nebyla vybrána z důvodu nepraktického použití dvou embedded platform a zároveň z důvodu nedostatečného rozlišení A/D převodníku, který je součástí platformy Arduino Uno. Další možnou metodou byla kombinace mikrokontroleru Raspberry Pi 3 a A/D převodníku ADS 1115. A/D převodník ADS 1115 je 16-bitový a jeho rozlišení by již mohlo být dostatečné. Při nastavení vysoké citlivosti na přijímači však signál příliš šuměl. Bylo tedy třeba sestavit filtr. Pro správnou funkci senzoru je třeba, aby byl radar schopen detekovat mikro-pohyby menší, než je vlnová délka vysílané Dopplerovy frekvence. K tomuto účelu byla zkoumána citlivost radaru a jemnost vzorkování dat.

Na základě naměřených hodnot na výstupu Dopplerova radaru a předpokládaného potřebného zesílení byl sestaven návrh filtračních a zesilovacích obvodů. Realizace proběhla osazením desky plošných spojů komponentami filtru a umístěním 24-bitového A/D převodníku a D/A převodníku. A/D převodník je konfigurován prostřednictvím embedded platformy za použití rozhraní SPI. Při běžném provozu odečítá úroveň napětí na výstupu filtračních obvodů a po provedení konverze umísťuje data do data registru, odkud si je může uživatel přečíst. D/A převodník se stará o odstranění offsetu ze vstupního signálu a nastavení pracovního bodu senzoru.

Po dokončení výroby a osazení destičky byl vytvořen řídicí program, který obstarává řízení senzoru, konfiguraci převodníků, nastavení pracovního bodu a odečítání hodnot. Zařízení je ovládáno prostřednictvím aplikace v mobilním telefonu, připojeným přes Bluetooth. Mobilní aplikace slouží také jako vizualizační nástroj a vykresluje naměřená data do grafu. Důležitou součástí IoT zařízení je právě komunikace prostřednictvím bezdrátových sítí. Zařízení umožňuje připojení k internetu prostřednictvím WiFi. Tak může být péče o pacienta ještě pečlivější, je totiž mnohdy potřeba, aby zdravotní personál měl k dispozici data z měření končetiny pacienta.

Poté co byl senzor sestaven a zprovozněn, bylo provedeno několik měření v oblasti 4 svalů. Jednalo se o koncentrickou kontrakci v oblasti nad zápěstím a dále pak o izometrické kontrakce v oblasti dvouhlavého svalu pažního, svalu stehenního a následně v oblasti krátkých natahovačů prstů v oblasti dolní končetiny.

V další části byly přezkoumány možnosti pro bezdrátovou komunikaci v medicínské oblasti. Zkoumány byly možnosti sdílení informací prostřednictvím BLE a Bluetooth Classic a dále pak prostřednictvím internetu. Zmíněn byl komunikační standard FHIR, který by měl v budoucnu zajišťovat standardizovaný přenos lékařských informací. V současné době není dostatečně rozvinuta klientská strana tohoto řešení.

Výsledek práce je hodnocen velice pozitivně, senzor reagoval na všechny z výše uvedených typů kontrakcí. Nesprávné měření může být občas způsobeno nevhodným umístěním senzoru vzhledem k měřenému objektu - ať už se jedná o horizontální vychýlení nebo nesprávnou vertikální vzdálenost. Mezi možné pokračování v tomto projektu patří rozvinutí klientské části FHIR standardu tak, aby mohl být implementován v embedded platformě. Naměřená data by se posílala jednak prostřednictvím Bluetooth do mobilní aplikace, ale také by se předávala důvěryhodnému klientovi, který by je v zápětí odesílal na server a do cloudu prostřednictvím internetu.

Seznam obrázků

Obrázek 3-1 Základní kosterní svaly lidského těla (26).....	15
Obrázek 5-1 Modul Dopplerova radaru MDU 1100 (19)	18
Obrázek 5-2 Modul Dopplerova radaru HB 100.....	18
Obrázek 5-3 Elektrické schéma Dopplerova radaru (18)	18
Obrázek 5-4 Horizontální a vertikální vyzařovací charakteristiky modulu HB 100 (18) ...	19
Obrázek 5-5 Horizontální a vertikální vyzařovací charakteristiky modulu MDU 1100 (19)	20
Obrázek 5-6 Arduino Uno - deska.....	21
Obrázek 5-7 Raspberry PI 3 - deska	21
Obrázek 6-1 Graf detekce pohybu v rámci jedné periody vlnové délky	22
Obrázek 6-2 Graf detekce pohybu v rámci jedné periody vlnové délky	23
Obrázek 6-3 Schéma zapojení sestavy v kombinaci Raspberry Pi a Arduino Uno.....	23
Obrázek 6-4 Schéma zapojení sestavy v kombinaci Raspberry Pi a A/D převodník ADS 1115.....	26
Obrázek 6-5 A/D převodník ADS 1115.....	27
Obrázek 7-1 Simulovaná frekvenční a fázová charakteristika filtru.....	29
Obrázek 7-2 Schéma filtru a použitých komponent.....	30
Obrázek 8-1 Výběr spárovaných zařízení Bluetooth.....	41
Obrázek 8-2 Úvodní obrazovka mobilní aplikace Myograf	41
Obrázek 8-4 Vyčkávací obrazovka při připojování prostřednictvím Bluetooth.....	42
Obrázek 8-3 Grafické rozložení adruhé aktivity aplikace Myograf – ovládání IoT senzoru.	42
Obrázek 8-5 Průběh měření v mobilní aplikaci Myograf	43
Obrázek 10-1 Senzor svalové aktivity	46
Obrázek 10-2 Koncentrická kontrakce v oblasti nad zápěstím	48
Obrázek 10-3 Izometrická kontrakce dvouhlavého svalu pažního.....	49
Obrázek 10-4 Izometrická kontrakce svalu stehenního.....	50
Obrázek 10-5 Izometrická kontrakce krátkých natahovačů prstů dolní končetiny.....	51

Seznam tabulek

Tabulka 5-1 Tabulkové hodnoty pro radarové moduly HB 100 a MDU 1100 (18) (19)....	19
Tabulka 6-1 Příklady možných převzorkování.....	25
Tabulka 7-1 PGA pro A/D převodník AD7124-4BRUZ.....	32

Reference

1. MRZENOVÁ, Jindra. *Rehabilitační ošetřování teorie a praxe v ošetřovatelské péči*. České Budějovice : Diplomová práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta., 2011.
2. Office of Communiation. What types of activities are involved with rehabilitation medicine? *Eunice Kennedy Shriver National Institue of Child Health and Human Development*. [Online] 1. 12 2016.
<https://www.nichd.nih.gov/health/topics/rehabilitation-medicine/conditioninfo/activities>.
3. VOTĚCH, Lukáš a kol. *Interní dokumentace k projektu RadarMyoGraf*. Praha : ČVUT v Praze.
4. NAVRÁTILOVÁ, Edita. Excentrická cvičení ve fyzioterapii z pohledu EBM. *Bakalářská práce*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie., 2012.
5. STOPPANI, Jim. *Velká kniha posilování*. Champaign : Human Kinetics, 2006. 978-80-247-5643-1.
6. KRAČMAR, Bronislav, a další. *Fylogeneze liské lokomoce*. Praha : Univerzita Karlova, 2016. 978-80-246-3388-6.
7. KOUNTORIS, Alex, COOK, Jill. Rehabilitation of Achilles and patellar tendinopathies. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 2007, Sv. II, 1521-6942.
8. STASINOPOULOS, Dimitrios, STASINOPOULOS, Ioannis. Comparison of effects of eccentric training, eccentric-concentric training, and eccentric-concentric training combined with isometric contraction in the treatment of lateral elbow tendinopathy. *Journal of Hand Therapy*. 2017, 30.
9. DEBRA, J. Carlson, DIEBERG Gudrun, HESS, C. Nicole, MILLAE, J.Philip, SMART, A. Neil. Debra J. Carlson, Gudrun Dieberg, Nicole C. Hess, Philip J. Millar, Neil A. Smart., *Mayo Clinic Proceedings*. 2014, Sv. 3, ISBN: 0025-6196.
10. FRONTERA, R. Walter, SLOVIK, M. David, DAWSON, M. David. *Exercise in Rehabilitation Medicine*. Associated editors. Lower Mitcham : Human Kinetics, 2006. Sv. II. 0-7360-5541-X.
11. KARWOWSKI, Wldemard. *International Encyclopedia of Ergonomics and Human Factors*. Boca Ralton : Taylor & Francis, 2006. 0-415-30430-X.
12. RUSU, Ligia D, COSMA, Germina GH, Cemaianu, MIHNEA, N. Marin, Rusu, A. Petre Florines, CIOCANESCU, P. Daviel, Neferu, N. Florin. US National

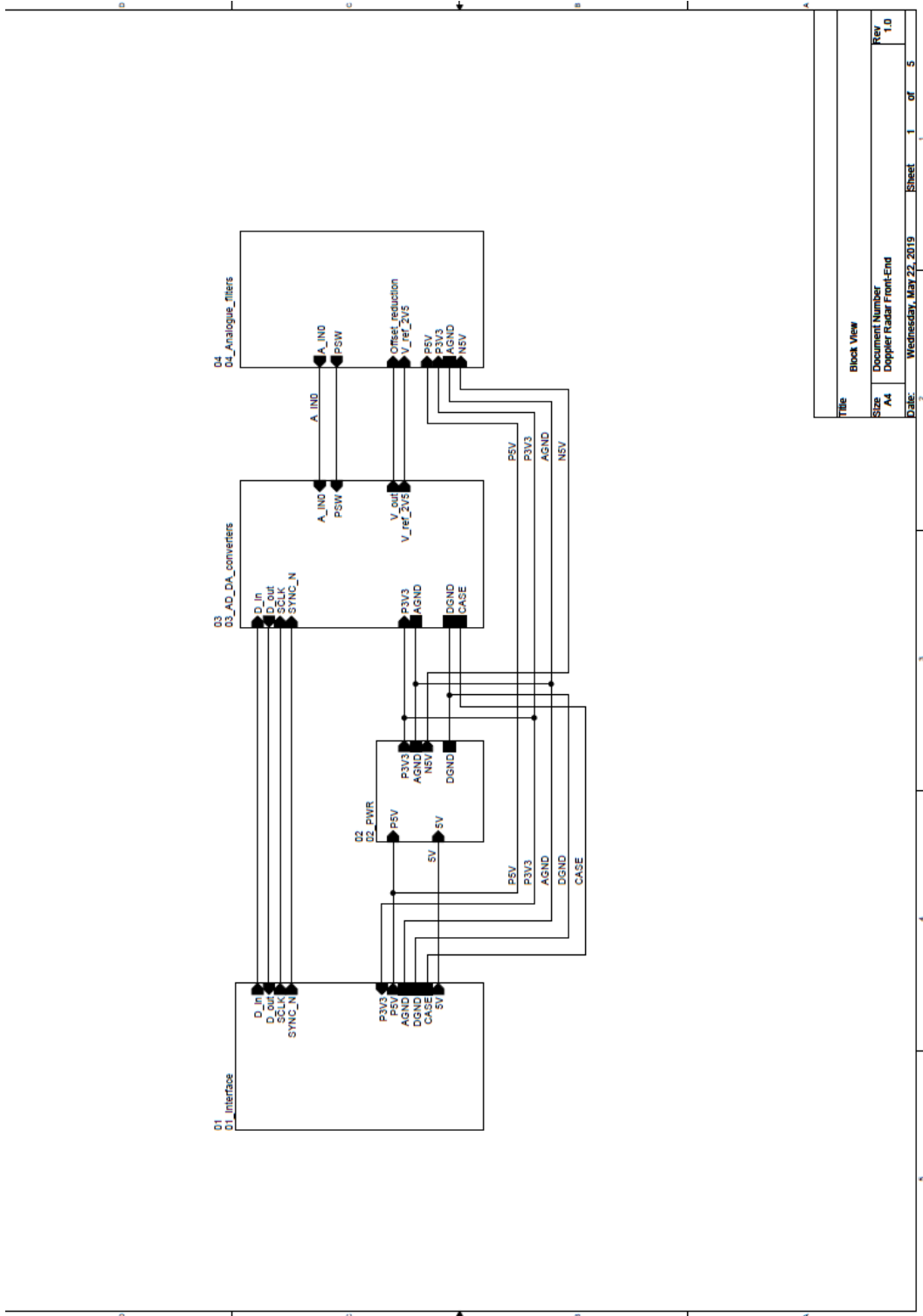
Library of Medicine . *Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training*. [Online] 3.. Červenec 2013. [Citace: 15. Duben 2019.] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3713716/>. 10.1186/1743-0003-10-67.

13. HŮLEK, Petr, URBÁNEK, Petr, kol. *Hepatologie*. Praha : GRADA Publishing, 2018. 978-80-247-2939-8.
14. BENEŠ, Jiří, KYMPLOVÁ, Jaroslava, VÍTEK, František. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*. Praha : Grada Publishing, 2015. 9788024747125.
15. Williams, M. Jane. Electromyography in the Horse: A Useful Technology? *Journal of Equine Veterinary Science*. 2018, 60.
16. Dylevský, Ivan. *Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka*. Praha : Grada Publishing, 2019. 9788027121113.
17. RIGUTTI, Adriana. *Ilustrovany Atlas Anatomie*. Říčany : Nakladatelství Sun, 2006. 9788073711429.
18. RINCON, A.L., CANTU, C., SOTO, R., SHIMODA, S. Simulating the activation, contraction and movement of skeletal muscles using the bidomain model. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2016, stránky 6042-6045.
19. AgilSense. HB 100 Microwave Motion Sensor Module. *HB 100 Microwave Motion Sensor Module datasheet*.
20. Microwave solutions. X-Band Doppler Motion Detector Units. Herts : autor neznámý, 2015.
21. GODSE, A.P., MULANI, A.O. *Embedded Systems*. Maharastra : Technical Publications, 2009. 9788184317138.
22. RPi shop. [Online] [Citace: 16.. květen 2018.] <http://rpishop.cz/raspberry-pi-3b/283-raspberry-pi-3-model-b-64-bit.html>.
23. Arduino. [Online] [Citace: 18. . květen 2018.] <https://playground.arduino.cc/Code/Prescaler>.
24. Landa, Chris. Github, oversampling. [Online] [Citace: 18.. květen 2018.] <https://github.com/stylesuxx/Oversample/blob/master/README.md>.
25. FERNANDEZ-CANQUE, L. Hernando. *Analog Electronics Applications: Fundamentals of Design and Analysis*. místo neznámé : CRC Press, 2016. 9781498714969.
26. MAHESWARI, L.K., ANAND, M.M.S. *ANALOG ELECTRONICS*. New Delhi : PHI Learning Pvt. Ltd, 2006. 9788120327221.
27. BABUSIAK, B., BORIK, S. Low energy wireless communication for medical devices. *2015 38th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP)*. 2015, stránky 444-447.

28. Základní kosterní svaly člověka. *Výukový materiál* . [Online] 24. listopad 2013. [Citace: 8. březem 2019.] <https://slideplayer.cz/slide/11418947/>.

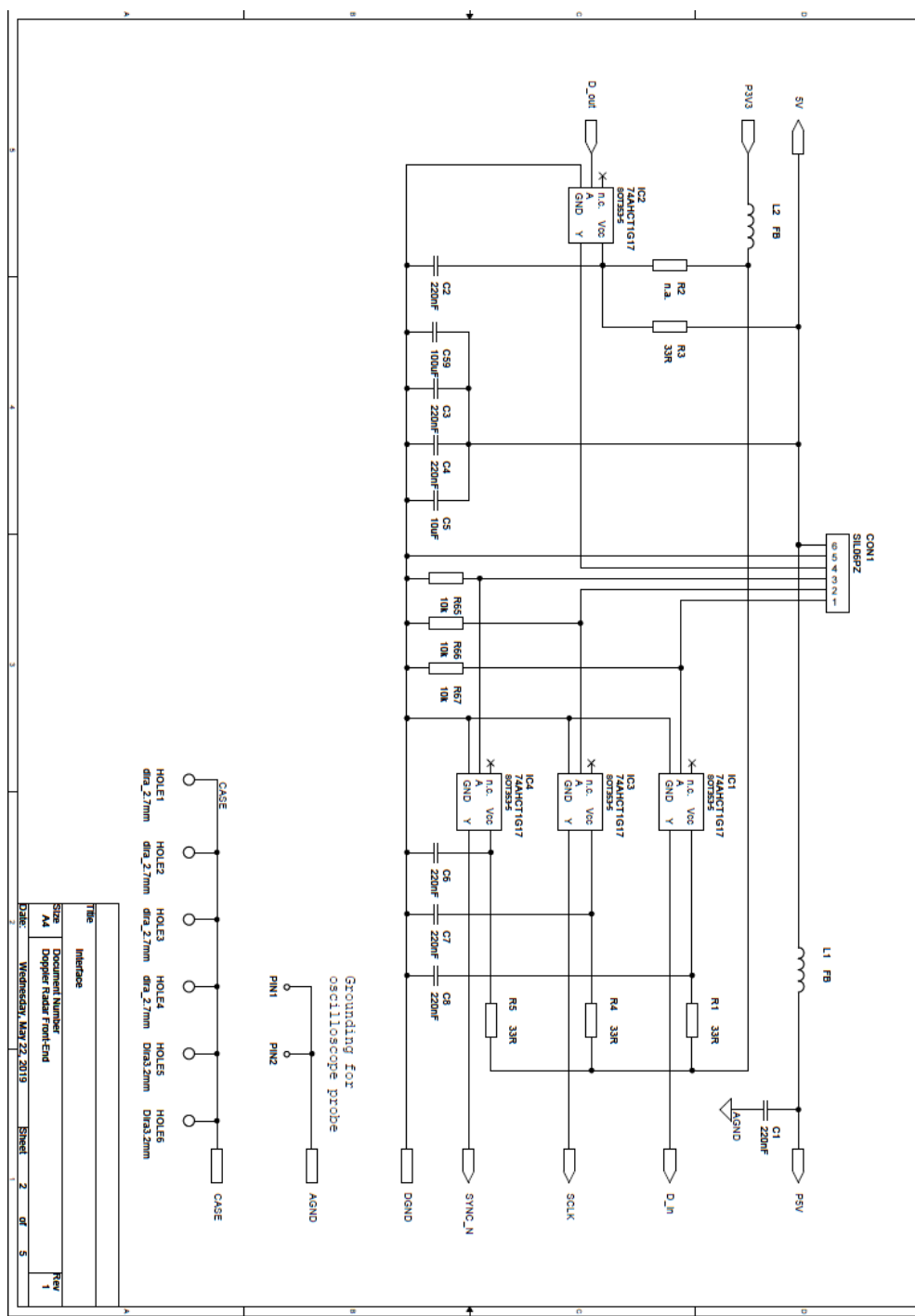
29. DIAN, F.J., YOUSEFI, A., LIM, S. A practical study on Bluetooth Low Energy (BLE) throughput. *2018 IEEE 9th Annual Information Technology, Electronics and Mobile Communication Conference (IEMCON)*,. 2018, stránky 768-771.

Příloha 1



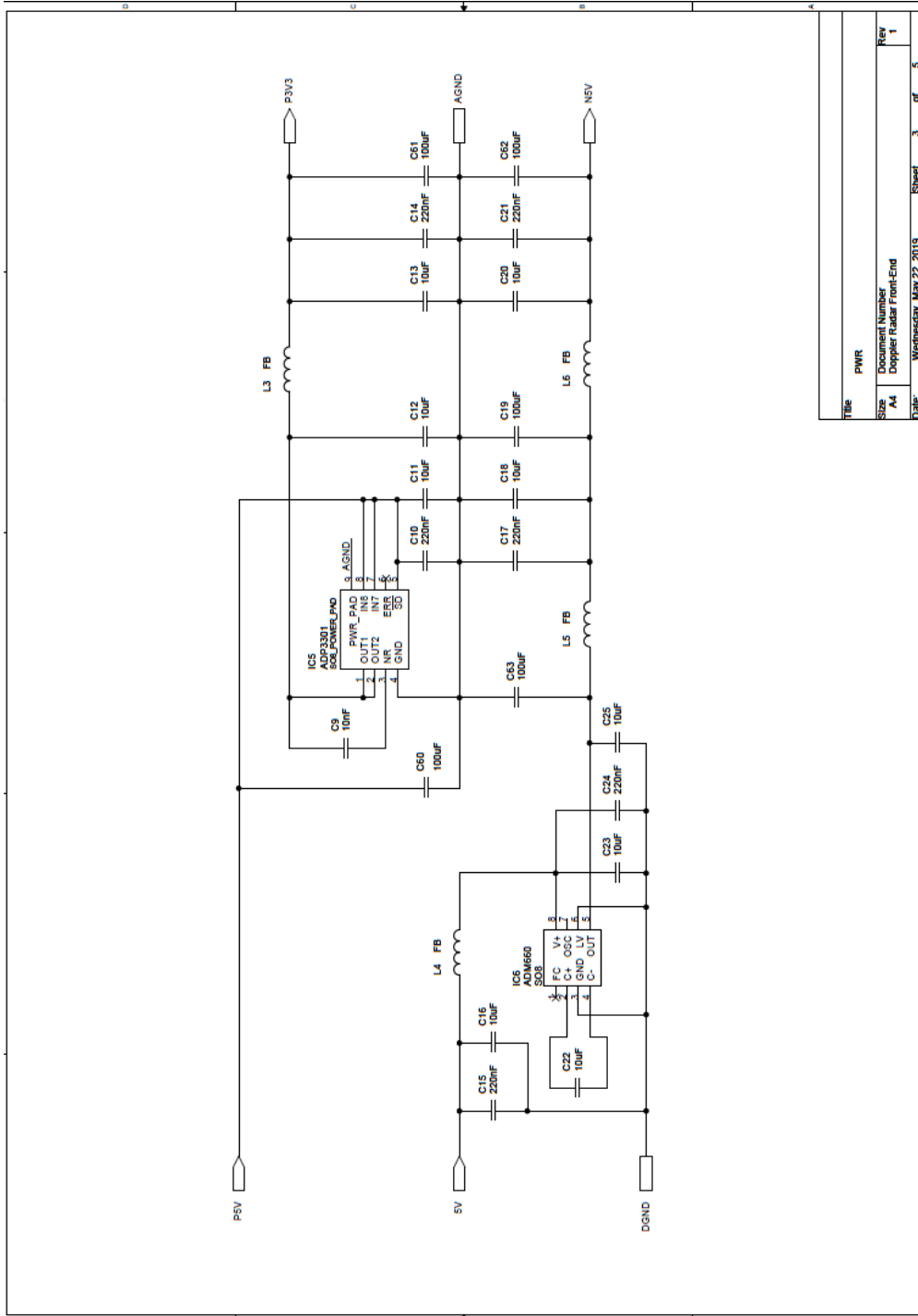
Title	Block View
Size	A4
Document Number	Doppler Radar Front-End
Rev	1.0
Date	Wednesday, May 22, 2019
Sheet	1 of 5

Příloha 2

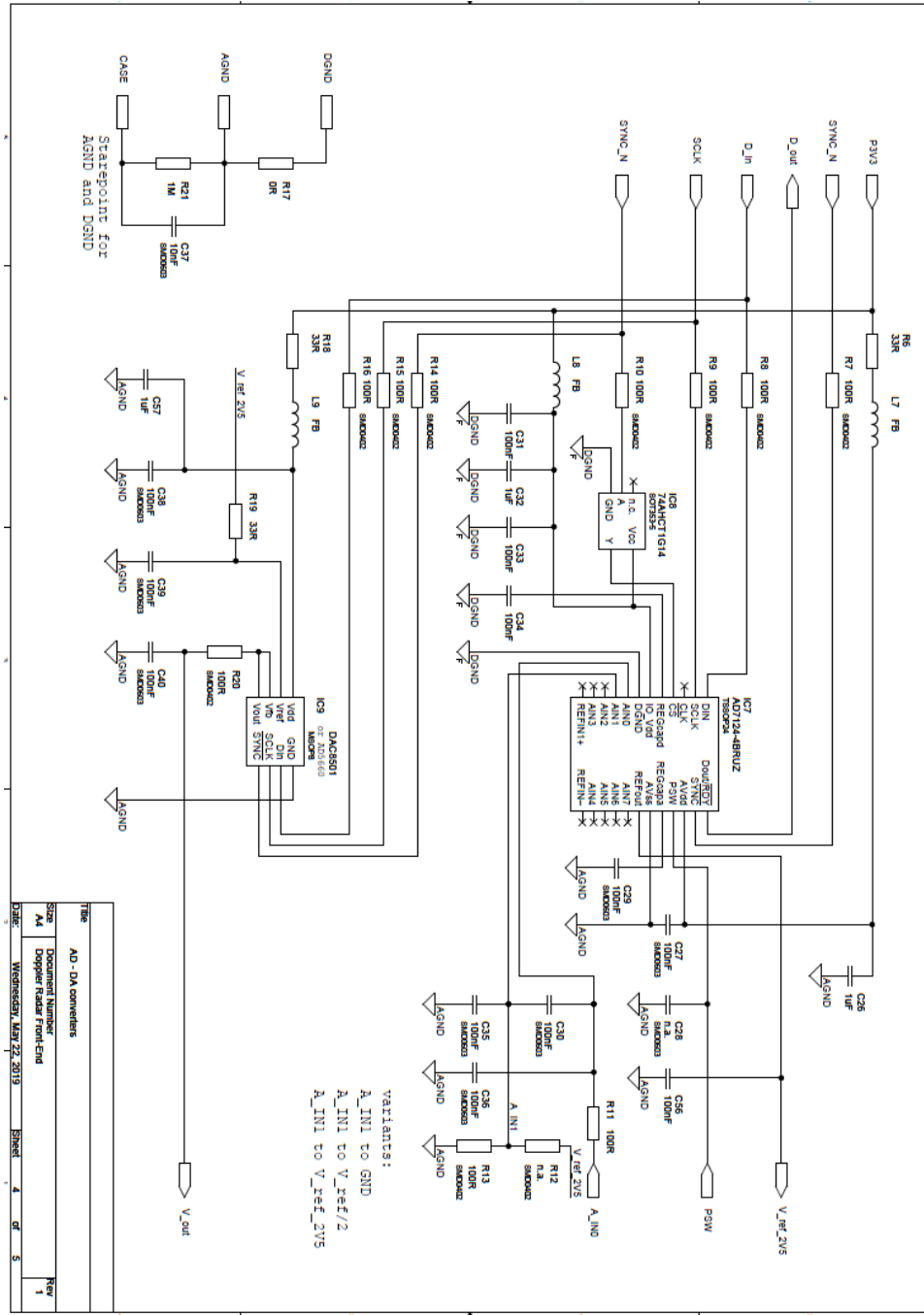


Title	
Interface	
Size	A4
Document Number	Doppler Radar Front-End
33AC	Wednesday, May 22, 2019
Sheet	2 of 5
Rev	1

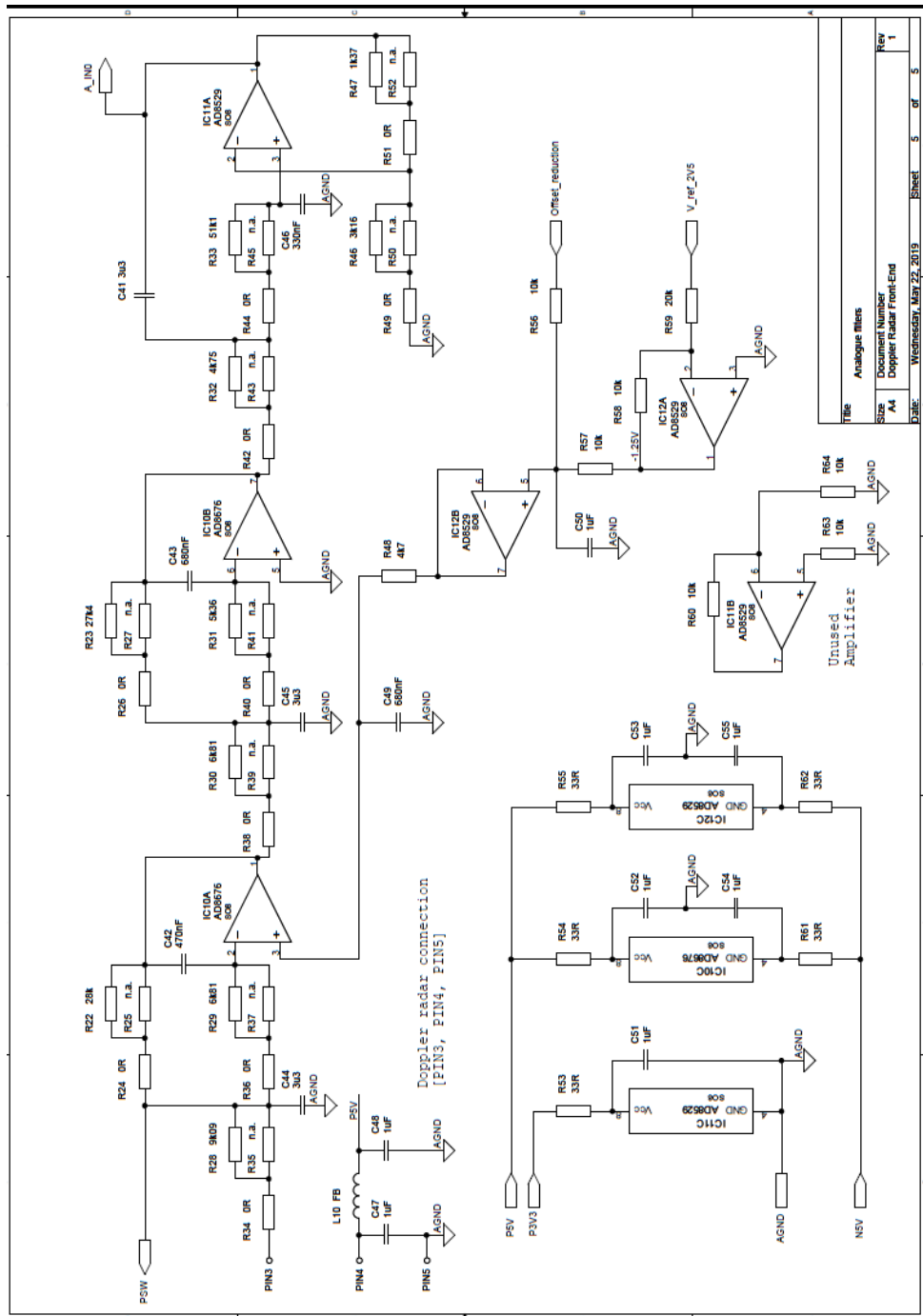
Příloha 3



Příloha 4



Příloha 5



Title	Analogue filters
Size	Document Number 744 Doppler Radar Front-End
Date	Wednesday, May 27, 2015
Sheet	5 of 5
Rev	1