

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZPĚTNÁ VAZBA PRO AKTIVNÍ PROTÉZU HORNÍ KONČETINY

FEEDBACK FOR ACTIVE HAND PROSTHESIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Trajlinek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Jan Trajlinek

ID: 211412

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Zpětná vazba pro aktivní protézu horní končetiny

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti technologií zpětné vazby pro robotické náhrady horních končetin. 2) Navrhněte systém zpětné vazby pro model horní končetiny vytvořený na základě opensource projektu InMoov. 3) Navržený systém implementujte do stávajícího modelu aktivní protézy horní končetiny. 4) Systém zpětné vazby vhodným způsobem otestujte. Zaměřte se nejen na přesnost zpracování snímaných signálů, ale rovněž na zpoždění a další parametry, které jsou podstatné pro biofeedback. 5) Dosažené výsledky podrobně konzultujte a vyhodnoťte realizovaný systém.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WIJK, U. et. al. Forearm amputees' views of prosthesis use and sensory feedback. Journal of Hand Therapy, Vol. 28, No. 3, 2015, Pages 269-278, ISSN 0894-1130

[2] Inmoov: Open-source 3D printed life-size robot [online]. Dostupné z: <http://inmoov.fr>

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá řešením zpětné vazby pro aktivní protézy s cílem se co nejvíce přiblížit biologickému somatosenzorickému systému, a zároveň, co nejméně omezovat pacienta a aby poskytovala co nejvíce užitečných informací o doteku. S ohledem na tyto faktory je navržen systém pro detekci sil působících na končetinu a následné předání tohoto signálu uživateli končetiny. Tento systém je navržen přímo pro již sestrojenou protézu vyrobenou Ing. Štěpánem Brázdilem v rámci diplomové práce z roku 2020. V práci je popsána biologická zpětná vazba, na níž jsou všechny náhradní a umělé zpětné vazby založeny. Tato práce také popisuje právě náhradní a umělé zpětné vazby a pokouší se najít způsob, jak biologickou zpětnou vazbu více či méně nahradit.

KLÍČOVÁ SLOVA

Dotek, Senzory síly, Somatosenzorický systém, Mechareceptory, Zpětná vazba pro umělou končetinu

ABSTRACT

This thesis deals with the solution for feedback of active prostheses to ensure that it is as similar as possible to the biological somatosensory system, and at the same time to prevent any limitations to the patient and provide the patient with as much useful information about the sensual touch as possible. With regard to these factors, the system for the detection of forces acting on the limb and the subsequent transmission of this signal to the user's limb is proposed. This system is designed particularly for an already constructed prosthesis manufactured by Ing. Štěpán Brázdil within the diploma thesis from 2020. The thesis describes the biological response, on which all substitutive and artificial responses are based on. The thesis then further describes these substitutive and artificial responses and aims to find solution, how the biological response can be more or less replaced.

KEYWORDS

touch, force sensors, Somatosensory system, mechareceptors, feedback for active hand prothesis

TRAJLINEK, Jan. *ZPĚTNÁ VAZBA PRO AKTIVNÍ PROTÉZU HORNÍ KONČETINY*. Brno, 2021, 41 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: prof. Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „ZPĚTNÁ VAZBA PRO AKTIVNÍ PRO-
TÉZU HORNÍ KONČETINY“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího ba-
kalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou
všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

Brno

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Vratislavu Harabišovi, Ph.D. za pomoc poskytnutou při psaní práce, za odbroné rady, trpělivost, konzultace a 3D tisk. Také bych rád poděkoval za zapůjčení umělé končetiny a veškerých potřebných součástí. Rád bych poděkoval také celé mé rodině za podporu při psaní práce.

Obsah

Úvod	9
1 Teorie problematiky	10
1.1 Dotek z pohledu biologie	10
1.1.1 Somatosenzorický systém	10
1.1.2 Popis horní končetiny	14
1.1.3 Mechanické vlastnosti těla	16
1.2 Dotek z pohledu fyziky	17
1.2.1 Typy detektorů	17
1.3 Zpětná vazba pro protézu	21
1.3.1 Haptická poziční zpětná vazba	22
1.3.2 Vizuální	23
1.3.3 Zvuková	23
1.3.4 Mechanická	24
1.3.5 Elektrická	25
1.4 Navržení detekce doteku	25
1.4.1 Senzorická část	25
1.4.2 Výpočetní část	26
1.4.3 Prezentující část	27
2 Výsledky studentské práce	28
2.0.1 Senzorická část	29
2.0.2 Prezentující část	29
2.1 Testování	30
2.1.1 Zpoždění systému	30
2.1.2 Citlivost systému	32
2.1.3 Testování v úchopu	33
2.2 Výsledky a zhodnocení	33
Závěr	35
Literatura	36
Seznam symbolů, veličin a zkratk	39
A Schéma zapojení systému	40

B Python skripty	41
B.1 main.py	41
B.2 my1.py	41
B.3 Led_Pin.py	41

Seznam obrázků

1.1	Typy kožních receptorů dotyku	11
1.2	Odezva Ruffiniho tělíska na mechanický podmět	12
1.3	Odezva Merkelových disků na mechanický podmět	13
1.4	Odezva Meissnerova tělíska na mechanický podmět	14
1.5	Odezva Paciniho tělíska na mechanický podmět	15
1.6	Jednotlivé vrstvy FSR	18
1.7	Schéma možného zapojení FSR	19
1.8	Metody zpětné vazby	22
2.1	systém zpětné vazby	28
2.2	Senzor na prstu INMOOV	29
2.3	Náramek s vibračními motorky	30

Úvod

Cílem této práce je navrhnout a sestrojít zpětnou vazbu pro aktivní náhradu horní končetiny. Systém zpětné vazby bude navrhován pro konkrétní již zkonstruovanou protézu. Tuto protézu sestavil v rámci své bakalářské a později diplomové práce Ing. Štěpán Brázdil. Tato ruka je navržena jakožto aktivní protéza, ovládaná pomocí signálu ze svalových kontrakcí a zvládá velké množství gest, jakožto různé typy úchopů a ohybů prstů. Systém zpětné vazby by měl pacientovy překážet co nejméně zvláště když systém elektrod pro snímání EMG již zaujímá své místo a je nutné jej aplikovat co nejúspěšněji a nejefektivněji.

Protetika se poslední dobou díky zlepšujícím se technologiím vyhoupla z estetických náhrad přes aktivní protézy na téměř plně funkční protézy se schopností detekce doteku. V dnešní době spoustu výzkumných institucí pracuje již na přímém napojení protézy na centrální nervový systém. Jedná se obrovský krok kupředu, jelikož ruka není ovládána přes jakési médium jak to bylo u ovládání pomocí EMG, nebo dalších typů provedení. Tento způsob je však finančně velice nákladný a aplikace takového systému je velice složitá. Jelikož při napojení na nervové zakončení je potřeba velice náročný chirurgický zákrok za účelem implementace nervových elektrod. Tento typ zpětné vazby je však ještě pořád ve vývoji a je zatím pouze testován. Proto je celkem žádoucí, aby byla dostupná nějaká cenově přijatelná a méně invazivní metoda, která by zajistila alespoň částečnou detekci dotyku alternativním způsobem jakožto například světelným, nebo jiným výstupem.

1 Teorie problematiky

Zpětná vazba bionických končetin je poslední dobou velice probírané téma. Pro náhradu somatosenzorického systému ztracené končetiny bylo vyvinuto obrovské množství systémů. Prozatím však nebyla vyrobena zpětná vazba takového rozměru, aby se dalo říci, že plně anebo alespoň většinou nahrazuje biologický smysl hmatu. Z tohoto důvodu je tato tematika důkladně zkoumána a je hledáno ideální řešení. Často tak dochází ke kombinování různých systémů pro nahrazení nedostatků jiným systémem. Jednotlivé systémy jsou porovnávány a vylepšovány pro dosažení co nejlepšího výsledku.

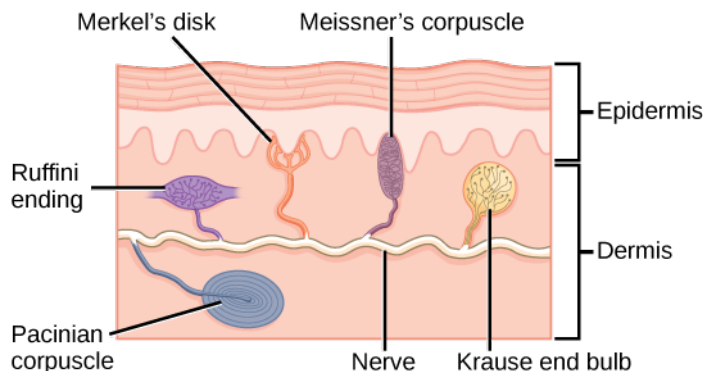
1.1 Dotek z pohledu biologie

Dotek je jeden ze základních smyslů pro všechny živé organismy. Je to dosti zásadní způsob jak se můžeme orientovat v prostoru, ale také nám to pomáhá při kontrolování našich akcí a pohybů. Na základě experimentů, kde byla doprovovnkům aplikována anestetika pro znecitlivění rukou bylo možné pozorovat rapidní zhoršení zručnosti subjektů. Prováděné manévry byly neohrabané a zdaleka ne tak účinné, jako před aplikací.[16] Kromě toho, že hmat nám pomáhá s "haptikou", zastupuje také ochranou funkci, která zajišťuje rozeznávání ostrých, nebo energetický nebezpečných předmětů, jako je například tepelná energie, nebo energie kinetická. Hmat je tedy jednou z nepostradatelných součástí smyslů a i u bakterií, i když nemají mechanoreceptory, byla pozorována základní funkce rozpoznávání tlaku a následná reakce.[1] U vyšších živočichů se tento smysl již zdokonalil a k jeho detekci je vytvořen systém receptorů, jenž dohromady tvoří soustavu pro detekci všech možných vnějších i vnitřních mechanických změn. U každého druhu je citlivost na vnější podmínky jinak vyvinutá a adaptována na jiný typ mechanických signálů. U člověka se dotek rozvinul zejména kvůli potřebě vysoké zručnosti a přesnosti pro manuální práci, a proto je lokalizován zejména do míst prstů a dlaně. Dotek je navíc u člověka spojen také s psychickou stránkou osobnosti.

1.1.1 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém má nastarosti informovat organismus o vnějších, zejména mechanických změnách v okolí, které na nás mají přímý dopad. Jedná se o velmi komplikovaný systém obsahující velké množství receptorů a nervových drah napojených na CNS. Tento systém obsahuje mimo jiné také systém detekce tepla, chladu, bolesti a propio systém, neboli polohový systém těla. Ten se dále dělí na dynamický, jenž detekuje a sleduje pohyby, a statický, který monitoruje polohu těla.

Mechareceptory jsou rozděleny do mnoha druhů podle rychlosti adaptace, polohy a struktury. Každý receptor je specifický a detekuje rozdílné tlaky a vibrace. Jednotlivé receptory sbírají informace, které jsou následně poslány ascendentní nervovou dráhou do příslušné části mozku, zhodnoceny a jako celek vytvoří hmat.



Obr. 1.1: Typy kožních receptorů dotyku, převzato z [4]

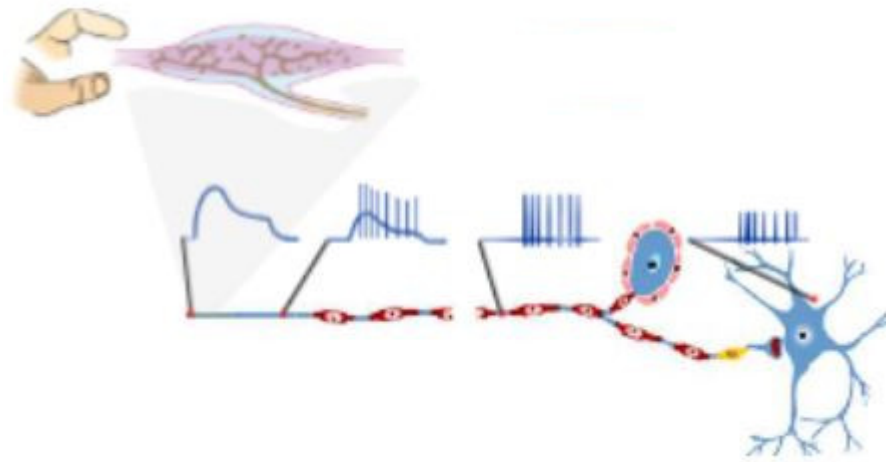
U jednotlivých mechareceptorů můžeme pozorovat rychlost adaptace. Ta definuje funkčnost buňky, což je možné zaznamenat na vysílaných signálech při její aktivaci. Každý typ je pak dále specializován na konkrétní frekvence a směry tlaku od čehož se vyvíjí jejich tvar a složení. Jakožto každá buňka v těle fungují i mechareceptory na bázi přenosu iontů za účelem depolarizace a repolarizace. Průběh těchto cyklů se však liší právě podle faktorů uvedených výše. Charakteristika akčního potenciálu je pak u každé buňky zobrazena na časově-napětovém grafu.

Výzkumu těchto buněk a hmatu obecně se v poslední době věnuje velká řada institutů. Ať už se jedná o čistě výzkumné projekty, nebo projekty pro vyvinutí technické náhrady pro různé využití, jako je například e-skin (technické provedení biologické kůže člověk s jejími vlastnostmi a funkcemi). [5, 17] Smysl doteku je na konečcích prstů velice citlivý a přesný. Spolu s jazykem a rty tvoří nejpřesnější centra hmatu. Výzkumy ukázaly, že receptory hmatu jsou schopné rozpoznat hrbol na rovném materiálu o velikosti 13 nm což jsou rozměry velké molekuly. [7] Tato skutečnost prokazuje, že člověk je schopný pomocí hmatu rozeznávat typ materiálů objektu.

Ruffiniho tělísko

Ruffiniho keříčkovité zapouzdřené zakončení je nemyelinizované nervové zakončení v kožní škáře. Tyto tělíška mají protáhlý tvar a strukturálně jsou podobná ostatním hmatovým receptorům. Podle toho, kde se nachází, se může jednat o pomalu adaptující mechanoreceptor, a nebo proprioreceptor. Tyto receptory jsou dosti citlivé na

protažení kůže, a proto jsou výpomocné při pohybech kdy se při ohýbání kloubů napíná a povoluje kůže například na prstech, kde jsou nejhustěji osazeny okolo nehtů a napomáhají tak při úchopu. Při protažení kůže jsou souběžně protažena i kolagenní vlákna uvnitř tělíska, což v důsledku stlačí axonové zakončení. Vzhledem ke směru protahování jsou umístěna podélně, tedy rovnoběžně s kolagenní složkou kůže. Při protažení dojde k depolarizaci, která trvá až do ukončení mechanického stresu. Celkově tvoří asi 20 % receptorů hmatu na ruce.



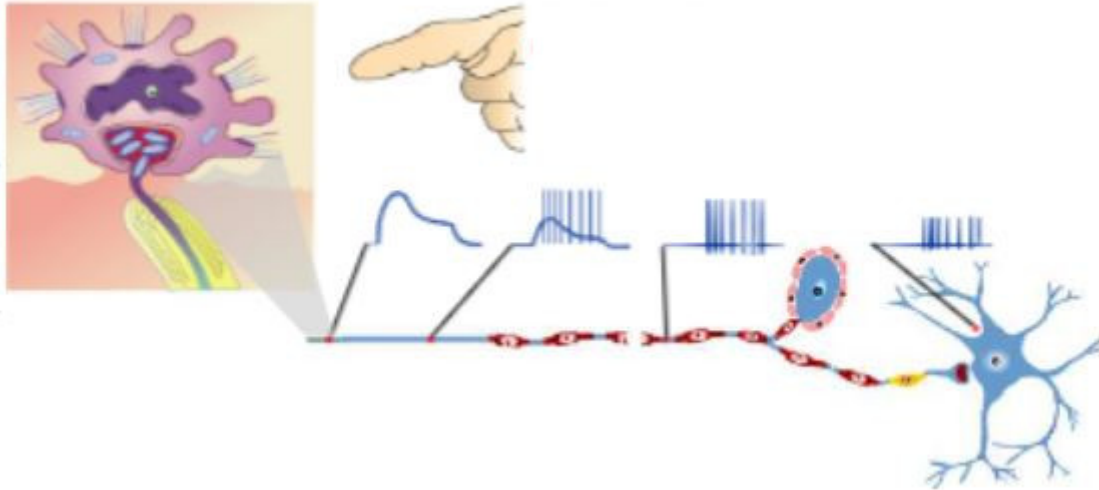
Obr. 1.2: Odezva Ruffiniho tělíska na mechanický podmět, převzato z [3]

Merkelovy disky

JV případě Merkelových disků se jedná o pomalu adaptující nezapouzdřená nervová zakončení, umístěná nejpoivrchněji v epidermu a přesně zarovnána s papilamy. Shlukují se do celků zvaných hmatové destičky a jejich úkolem je skenování povrchu, hran, ostrých změn a hrubých textur. Jsou zaměřené na lehký dotek a jsou dosti citlivé i na malé změny, a proto jsou polohovány zejména na nejvíce citlivých místech lidského těla – konečky prstů, rty a genitálie. Merkeluv komplex vysílá signál zřejmě pomocí neuropeptidů a detekuje mechanické změny skrze tenké výběžky připojené k okolní tkáni. Pokud je tkáň mechanicky pozměněna pomocí těchto spojů detekuje působení sil a vypustí neuropeptidy. Zastupují 25 % smyslové inervace ruky.

Meissnerova tělíska

Meissnerova tělíska, jsou rychle se adaptující zapouzdřené receptory uložené v papilách škáry, kde v napojení na myelizované nervové buňky vytváří akční potenciál už



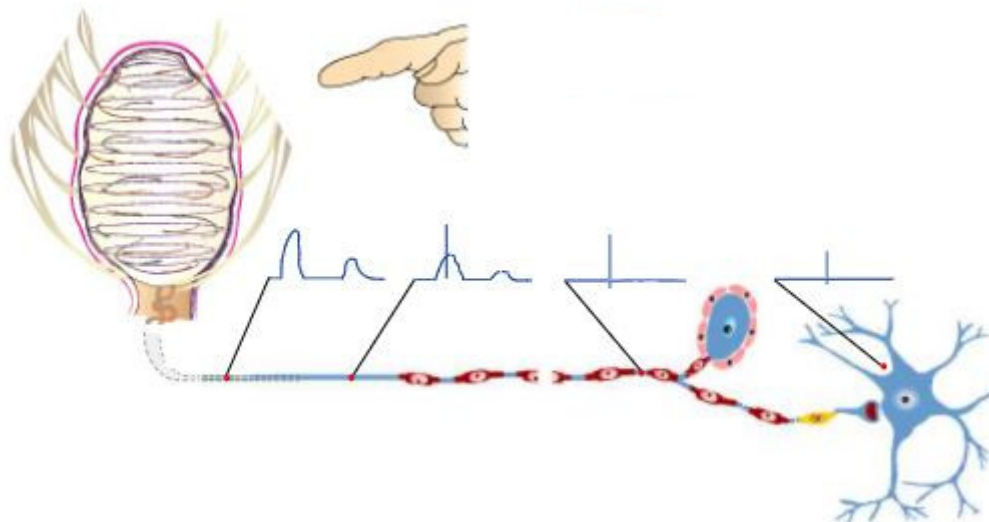
Obr. 1.3: Odezva Merkelových disků na mechanický podmět, převzato z [3]

při minimální deformaci kůže. Meissnerovo tělísko je složeno z laminárních buněk poskládaných do pater. Pokud je tělísko stlačeno, membrány buněk o sebe začnou třít. V důsledku tření je vyslán impuls úměrný velikosti tření a omezený pouze na tuto dobu. AP je tedy vyslán jenom v okamžiku změny. Což znamená, že je vyslána informace o změnách v kontaktech membrán buněk uvnitř tohoto receptoru. Tímto se mechareceptoru stává rapidně rychle se adaptujícím senzorem jakýchkoliv změn sil působících na tělo. V hmatové funkci ruky mají 40 % zastoupení, tedy oproti ostatním receptorům většinový podíl. Mají velice vysokou citlivost na nízkofrekvenční vibrace (30–50 Hz). Jsou schopny rozpoznávat povrchy předmětů a jejich strukturu na mikro úrovni.

Vater – Paciniho tělíska

Tato tělíska jsou nejsložitější nervová zakončení uložená hlouběji ve škáře s rychlou adaptací. Mimo jiné mají funkci detekování vibrací s největší citlivostí na frekvence okolo 250-300 Hz. Jedná se o zapouzdřené nervové zakončení strukturou podobné cibuli. V závislosti na poloze se může jednat o proprioreceptor, receptor viscerální a nebo receptor v kůži.

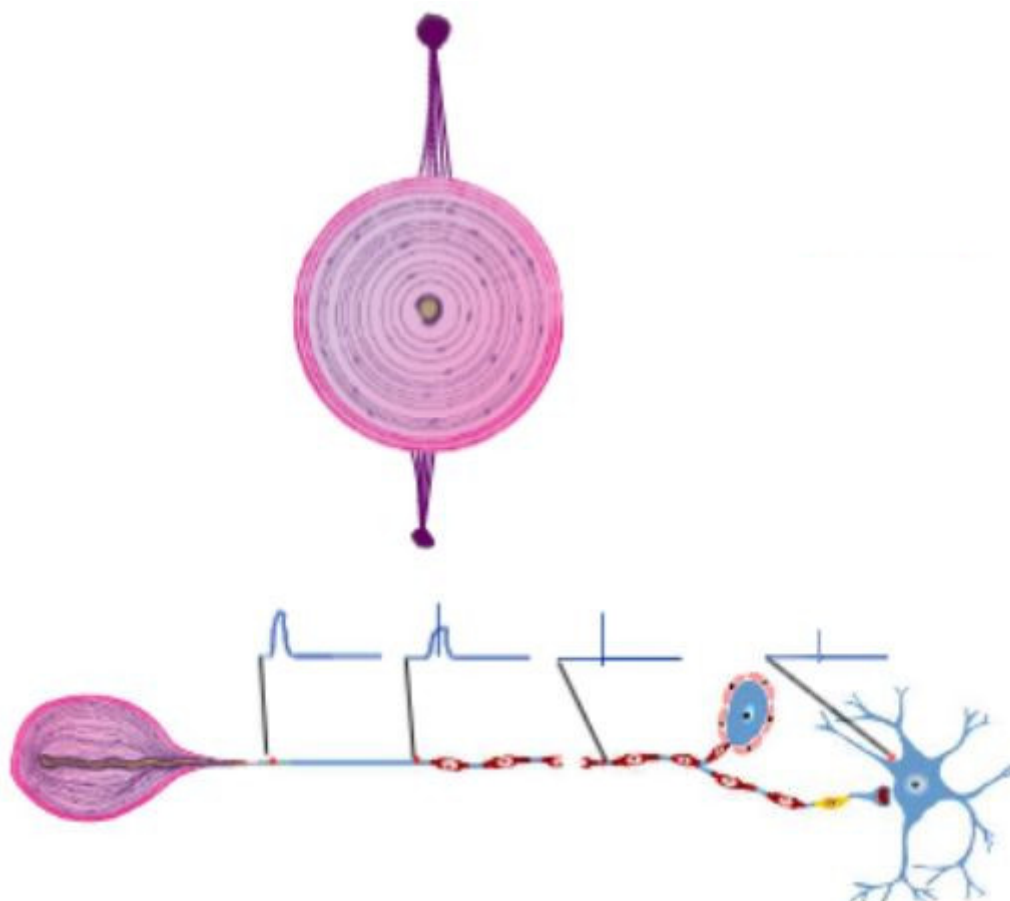
Princip detekce těchto tělísek je založen na deformaci lamel buňky, což sekundárně stimuluje dendrity podrážděním plazmatické membrány, a následně otevřením iontových kanálů vzniká akční potenciál, který danou informaci přebírá, a transportuje. Jelikož se jedná o receptory rychlé adaptace, jsou velice citlivé na tlak a vibrace proměnlivé v čase nízkých hodnot. Tudíž pro tlak dlouhotrvající (pasivní) jsou téměř inertní. [3]



Obr. 1.4: Odezva Meissnerova tělíska na mechanický podnět, převzato z [3]

1.1.2 Popis horní končetiny

Ruce jsou centrem dotyku a také jeho symbolem. U rukou byl dotek vyvinut na velice vysoké úrovni, jelikož se jedná o část těla, pomocí které interagujeme s okolím a vykonáváme pomocí nich různé operace. Nejcitlivější a zároveň nejvíce obratné jsou konečky prstů. Jedná se o efekторы pro mechanickou práci. Pomocí prstů jsme schopni manipulovat s věcmi a skenovat pomocí hmatu naše okolí. Ruka je schopna vykonat nespočet pohybů a gest jenž byli zmapovány v pracích.[kinematic model of hand]. Kinematický model definuje končetinu na její základ a to jest její kostra. Každá kost, jenž je flexibilní a schopna měnit svoji polohu vzhledem k danému bodu (většinou se jedná o tělo), má potenciál pohybu. Pokud je s touto kostí pohnuto vytváří společně s navazujícími částmi konfiguraci končetiny. Dále je také definováno každé kloubní spojení kosti, které má parametry podle možných směrů pohybu a jejich rozpětí. Pokud je takhle pohyb omezen dostáváme model umožňující různá gesta definovaná pomocí stanovených úhlů a vektorů kloubních spojení. Avšak vzhledem k obrovskému množství konfigurací se při těchto definicích zaměřuje na klíčová a nej-používanější gesta. Základní gesta horní končetiny pro interakci s okolím můžeme definovat do x typů. Pro každé gesto úchopu je možné detekovat styčné body, neboli místa dotyku kůže s okolím respektive objektu.



Obr. 1.5: Odezva Paciniho tělíska na mechanický podmět, převzato z [3]

Anatomie Horní končetiny

Horní končetina je z anatomického hlediska složena z kostí, které udržují její tvar a jsou pevným neměnným základem. Na kosti se upínají šlachy, jenž navazují svaly na kosti, což umožňuje pohyb částí spojených klouby a vazy. Další složkou jsou součásti transportního systému jako například žíly, cévy a kapiláry a krev. V malé míře zde můžeme ještě najít i tukové buňky. Anatomie horní končetiny je naprosto klíčová pro pochopení mechaniky úchopu a tedy i k určení hlavních tlakových bodů při úchopu předmětů. Kostra ruky je rozdělena do tří částí. Kostí zápěstí (ossa carpi), kosti dlaně (ossa metacarpi) a kosti prstů (ossa phalanges). Kostí zápěstí hrají úlohu hlavně při rotaci zápěstí a obecně při pohybech celou dlaně. Část s kostmi dlaně je téměř statická, pouze vytváří pružnost dlaně a možnost její částečné deformace. Nejdůležitější částí z pohledu haptiky jsou potom kosti prstů. Tyto kosti mají typický tvar definovaný bází (basis), tělem (corpus) a hlavou (caput) článku. Každému prstu náleží tři kosti. Proximální neboli primární kost napojená na kost dlaně. Media,

sekundární kost spojující primární s terciální kostí distális. Palec, jakožto antagónista při úchopu, postrádá sekundární kost a terciální je navázána přímo na primární. Tento fakt dovoluje palci působit silou přímo proti ostatním distálním článkům prstů pod správným úhlem. Na konečné kosti se nachází drsnatina Phalanx distalis, na kterou se váže velké množství vaziva a vytváří výplň distálního konce bříška prstu. [2]

Anatomie Kůže

Kůže se skládá ze základních čtyř částí. Epidermis, derma, hypodermis a hypodermis. Jedná se o největší orgán těla a tloušťka jednotlivých vrstev společně se strukturou a částečně i složením se liší podle místa výskytu kůže. Pokrývá celý organismus a zastává ochrannou funkci organismu proti chemickým, mechanickým, organickým a fyzikálním jevům. Jsou zde umístěny receptory, žlázy a také se podílí na termoregulaci organismu. Receptory doteku jsou zde rozmístěny neprovnoměrně. Na prstech je 241 receptorů na cm^2 , zatímco v části dlaně je to pouhých 54 receptorů cm^2 . Touto skutečností také poukazuje na to, že počet receptorů ovlivňuje i hranici vzorkování doteků. Tím je myšleno rozpoznání více doteků v závislosti na vzdálenosti od sebe. Na konečku prstů je možné rozeznat 2 doteky vzdálené od sebe 1 mm zatímco v oblasti zad je tento práh posunut na 30 mm. Další faktor zasahující do funkčnosti a efektivity doteku je práh tlaku na deformaci kůže, čím vyšší je práh tím menší citlivost daná část kůže vykazuje. Tlusté a zrohovatělé části kůže tedy vykazují obecně nižší citlivost. Na základě toho jsou muži schopni na dlani detekovat váhu okolo 0,055 g a ženy, jenž mají obecně kůži tenčí dokonce pouhých 0,019 g. [6]

Jednou ze součástí kůže je i ochlupení a nehty, které z kůže vyrůstají a přizpívají k celkovému haptickému smyslu pro detekci objektů, které se nedotýkají přímo kůže. U člověka je tato schopnost téměř nevyužívána, avšak u spousty živočichů jako například kočkovitých šelem se zdokonalila a je využívána jako předsunutý mechanoreceptor v oblasti čenichu.

1.1.3 Mechanické vlastnosti těla

Pokud se bavíme pouze o nízkotlakovém dotyku, kůže má poměrně lineární dočasnou deformační křivku. Tato křivka se mění až s rostoucí silou působení. Na kůži je možné definovat pružnost a elasticitu pomocí měření jejího napínání a možné dočasné deformace můžeme pak nepřímou změřit deformací samotných receptorů. Samotná kůže potom má své dané specifikace a je možné popsat její chování při působení různých sil. Obecně jsou shrnuty do hlavních vlastností kůže: pevnost(odolnost), pružnost(elasticita), tvárnost(plasticita) a vazkost(viskozita). Modul pružnosti kůže je

1,5-2,6 MPa, což je hodnota, na kterou je kůže schopna reagovat dočasným protažením, nebo deformací. Kůže se však chová rozdílně na základě typu tlaku a době trvání. Každá z vrstev kůže má pak svůj definovaný modul pružnosti, což ovlivňuje celkové chování kůže při působení vnějších sil na kůži jako celek. Křivka roztažnosti je nelineární podle uspořádání kolagenních svazků a při překročení určité síly dochází k trvalým změnám. Tlak na dlaň je poté definován mechanickou vlastností kůže s pevnou podložkou jakožto kostí. Jelikož detekovaný tlak většinou přichází z vnějšího prostředí, síla působí na kůži proti kostem dlaně.

1.2 Dotek z pohledu fyziky

Pro popis doteku je potřeba definovat sílu. Fyzikální veličina síla jakožto vektorová veličina je naprosto nezbytná pro smysl hmatu. Síla může vznikat různými faktory. Může se jednat o sílu gravitační, magnetickou a další. Způsoby, jak můžeme aktivovat hmat jsou v základu dva. První je aktivace hmatu vnějším vlivem. energii, která deformovala mechareceptor přichází z vnějšího faktoru. Například jiného člověka, přírodního jevu, atd. Druhý typ je, že aktivujeme hmat energii z těla. Něčeho se dotkneme. Tím deformujeme mechareceptory pomocí svalů.

Sílu, jenž působí na kůži a sekundárně na receptory můžeme měřit. Je možné také definovat jak velkou plochou působí, neboli jak velká plocha je vystavena této síle. Tyto dvě veličiny, síla a plocha, definují tlak. Pomocí tlaku můžeme následně dopočítat deformaci kůže a tím pádem i jednotlivých receptorů. Tento výpočet by byl však velice náročný kvůli rozdílnému Youngovu modulu každé z vrstev kůže. Zároveň by byl jiný pro každou buňku receptoru. Pro výpočet deformace je možné využít Hookův zákon definující elastickou deformaci v odezvě na tlak.

$$\sigma = E * \epsilon$$

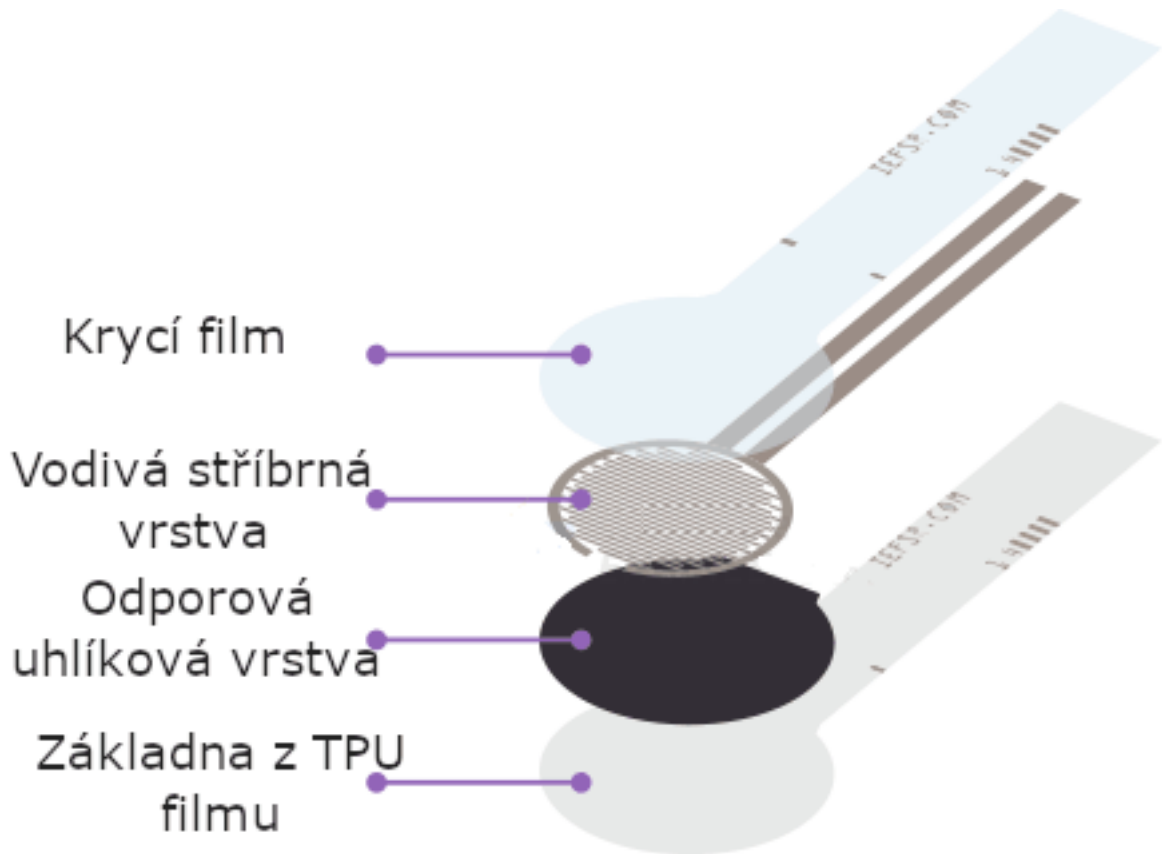
1.2.1 Typy detektorů

Detektory síly fungují jako převaděče silových změn na veličinu elektricky detekovatelnou. Většina je založena na fyzikálních jevech materiálů, nebo na deformaci materiálu s implementovanými vodivými částmi. Jsou využívány pro interakci se stroji v podobě tlačítek a vstupních hodnot, nebo jakožto kontrola. [9]

Silově citlivý resistor(FSR)

Force sensitive sensor je pasivní součástka, která mění svůj odpor v obvodu v závislosti na působené síle. Je schopna měřit sílu velice přesně a je vyráběna v různých velikostech a tvarech. Její nevýhodou je však neúspornost. FSR senzor je složen ze

čtyř základních vrstev. První vrstva je izolační, jenž má za úkol izolovat jednotlivé vrstvy. Druhá vrstva je vrstva aktivní a je složena z vodičů napojených na konektory. Další vrstva je dělicí, jedná se o vrstvu, která odděluje jednotlivé vrstvy. Zejména potom vrstvu vodičů od poslední vrstvy, což je flexibilní vrstva složená z polymeru anebo vodivého FSR inkoustu.



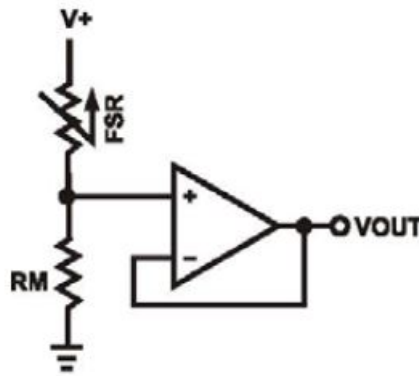
Obr. 1.6: Jednotlivé vrstvy FSR, převzato z [20]

Funkce tohoto senzoru je založena na zvětšování odporu celé této součástky pomocí nejspodnější flexibilní vrstvy. Když na senzor působí síla aktivní vrstva se dotkne flexibilní vrstvy. Čím větší síla působí, tím větší plochou se obě vrstvy dotýkají. Při doteku těchto vrstev se mění odpor, který se zvětšuje zároveň s zvětšující se styčnou plochou. Měřit sílu pomocí FSR senzoru jde různými způsoby, z nichž nej-používanější je měření výstupního napětí.

$$V_{OUT} = \frac{R_M * V_+}{R_M + R_{FSR}}$$

FSR senzor je zapojen podle schématu na obrázku 1.3.

Další nevýhodou tohoto detektoru, je definovaná senzitivní plocha. Pokud má síla plochu působení větší, nebo srovnatelnou se senzorem, nastává problém, jelikož



Obr. 1.7: Schéma možného zapojení FSR, převzato z [13]

senzor takto působící sílu nedetekuje. Síla musí tedy působit výhradně na senzoric-
kou část FSR. Křivka odporu v závislosti na síle není úplně lineární a má určitý
aktivační práh, Tento práh je poměrně malý zhruba 0.2 N, což odpovídá zhruba 20
g zatížení na senzoricou část. [13]

Tenzometr

Jedná se o elektrotechnickou pasivní součástku převádějící deformaci, respektive roz-
tažení měřeného tělesa na elektrický odpor. Jeho využití při detekci doteku je tedy
vázáno na flexibilní povrch končetiny. Tohoto se dá využít, pokud je protěza pota-
žena gumou anebo jinou roztažnou látkou, jenž by se při doteku, nebo působeném
tlaku deformovala do podoby detekovatelné tenzometrem. Tenzometrická součástka
dokáže měřit deformaci pouze v jedné rovině a jednom směru. To je důvod, proč se
používá tzv. tenzometrická růžice, která je schopna detekovat roztažení měřeného
materiálu v celé rovině. Samotný tenzometr je tedy zaměřen spíše na deformaci a
roztážnost materiálu než na přímou detekci tlaku. Při vhodně zvoleném mediu je
však možné ho pro tyto účely použít.

Siloměry

Siloměrů je obrovská spousta typů. Siloměr je většinou zaměřen na přenos síly nebo
tlaku na měřitelné medium. Mediem může být pružina o známé tuhosti, plyn, ka-
palina, ad. Nejčastěji používané jsou shrnuty v následujícím textu.

Hydraulický Tyto detektory využívají Pascalova zákona a aplikují tento zákon do praktického využití. Pascaluv zákon definuje, že tlak kapaliny v uzavřené nádobě je konstantní, v každém bodě stejný. Pokud je tedy vytvořen hermeticky uzavřený systém naplněný kapalinou, je možné v tomto systému detekovat změny tlaku. Idelání kapalina je nestlačitelná a má dokonale viskozí vlastnosti, takže pokud na tento systém působí tlak jeho odezva je přímoúměrná tomuto tlaku v podobě tlaku v systému. Tyto systémy jsou však velice náročné na konstrukci a kladou vysoké nároky na rozvodný systém a prostory, kde je kapalina umístěna.

Pneumatický Siloměr na pneumatické bázi je stejný jako hydraulický, avšak jako medium je zde použit plyn. Pro následné měření tlaku je pak možné použít barometr nebo jiný tlakový senzor. Je nutné dbát na rozdílné mechanické a fyzikální vlastnosti plynu, jako je stlačitelnost a roztažnost.

Piezelektický Senzor založený na piezoelektrickém jevu v piezokrystalech. Piezokrystaly jsou křemičité krystaly vykazující jistou elektronickou odezvu. Tato odezva je závislá na konformaci krystalu, popřípadě na jeho tvaru. Pokud je krystal vystaven mechanickému stresu promítne se to na elektrické odezvě. Tento typ detektorů je velice oblíbený zejména v posledních letech a piezoelektrického jevu se začíná hojně využívat ve všech oborech. Největší výhodou tohoto jevu je jeho kompaktní rozměr. To umožňuje vytvořit jak aktivní mechanickou součástku jakých koliv rozměrů, tak naopak pasivní detekční systém.

Indukční Tento typ snímače je postaven na detekci změny indukce v důsledku pohybu feromagnetického jádra následné změny indukce mezi cívkami okolo jádra. Jedná se vesměs o selenoid, neboli přenos pohybu na změnu magnetického pole a následně elektrického proudu. Nevýhodou tohoto typu detekce je dosti velká senzorická jednotka. Nevhodnost pro použití jakožto náhrada hmatu, je dosti dlouhá dráhá detekce.

Kapacitní Kondenzátory jsou vyráběny jako součástky s danou kapacitancí a není možné tuto hodnotu měnit. Sensory založené na detekci kapacitance jsou konstruovány tak, aby po mechanickém stresu vyvinutém na tuto součástku změnili svoji kapacitanci. Tato kapacitance je měněna jakožto přímá závislost na velikosti stresu. Tento kondenzátor má výrobcem danou hodnotu kapacitance za normálních podmínek. Při vyvinutí nadstandrtního tlaku na součástku se tato kapacitance změní a je možné tedy sekundárně detekovat pomocí závislosti kapacitance na tlaku velikost mechanického stresu.

Magnetostriktní Tyto snímače slouží spíše pro detekci velkých sil a jsou založeny na změně propustností feromagnetického materiálu. Pokud je tento materiál vystaven mechanickému stresu zkrusí proud elektrického napětí.

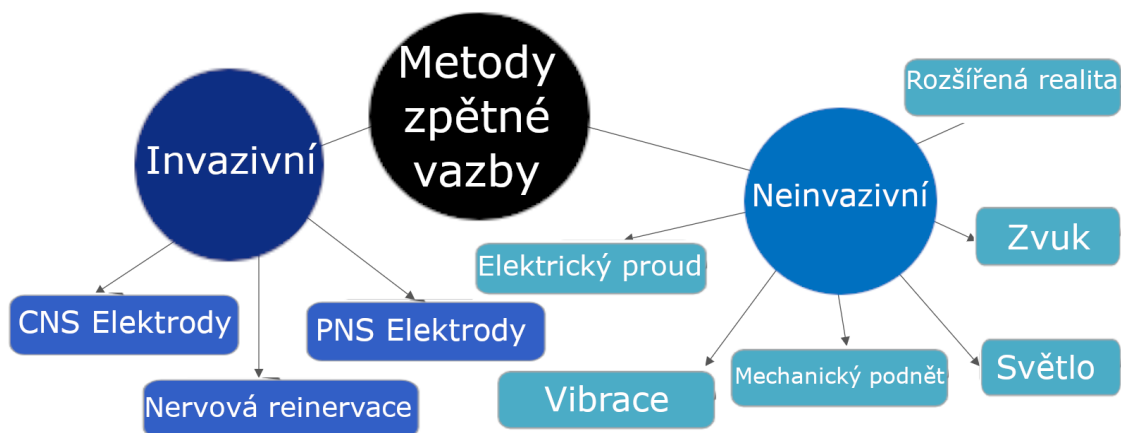
Alternativní měřiče

Mezi alternativní měřiče lze považovat veškeré výzkumy vzniklé za účelem vylepšení sensitivity doteku a nebo jeho náhrady. Většinou se jedná o vícevrstvé jednotky, jejichž jednotlivé vrstvy jsou ve specifických elektrických vlastnostech závislé na deformaci, respektive jejich protažení. Do této kategorie lze zařadit i e-skin. Jedná se o komplex simulace kůže, kde je detekována působící síla a následně i lokalizována. Do matice jsou uspořádány FSR senzory, tak aby bylo možné doteku působícímu na komplex přiřadit jeho polohu. U těchto systémů se vybírají různé tlakové senzory podle typu elastické vrstvy a cílem je dosáhnout co nejlepší detekce a rozlišení doteku. Po dosažení nejlepších možných výsledků je klíčové, aby jednotlivé senzory detekovaly pouze danou oblast působení. Dále je nutné z hlediska nejmenší rozlišovací vzdálenosti zvolit co nejmenší velikost jednotlivých detektorů. Anebo je implementovat jako jedinou vodivou vrstvu. Elastická vrstva pokrývající senzory slouží také mimo jiné jako ochranná vrstva detekčního hardwaru.

1.3 Zpětná vazba pro protézu

Pro bionické náhrady končetin lze použít mnoho typů reflexe. Zpětná vazba fyziologicky probíhá pomocí receptorů umístěných v končetině nervově propojených s centrálním nervovým systémem. Další přirozenou reflexí je vizuální kontakt s končetinou, i když ten není vždy možný a při některých činnostech se později stává nepotřebným. Přesto se i vizuální kontakt využívá u protéz. Tady je v důsledku ztráty končetiny ztracena reflexe na bázi mechanoreceptorů a nervových zakončení přímo v končetině a zbývá už jen v podobě vizuálního kontaktu. Tato zpětná vazba je přirozená a je součástí zejména při neznámých pohybech a učení nových věcí. Pomocí zraku je také určovaná přesná poloha končetiny, jelikož pomocí biologických polohoreceptorů nelze definovat polohu ruky přesně, zejména pokud je tuto polohu nutné určit vzhledem k definovanému vnějšímu objektu. V tomto případě je funkce polohoreceptorů nulová. Při fyziologických podmínkách jsou tedy dva způsoby reflexe pro horní končetinu-nervový (souhrn všech mechanoreceptorů) a vizuální. Při ztrátě končetiny automaticky tělo přichází o primární nervovou odezvu, jelikož ta je částečně součástí této končetiny. Náhradou smyslu hmatu tedy myslíme kompenzaci právě této nervové složky. Doposud bylo velké množství pokusů jak tento smysl co nejefektivněji nahradit a spoustu těchto pokusů bylo testováno za účelem nalezení nejefektivnější cesty.

Při navrhování a vyvíjení těchto systémů je klíčové zachovat vhodný poměr detekce, výstupu a složitosti. Stupeň detekce je definovaný více faktory. Spodní a horní práh velikosti síly, rozpoznání nejmenší vzdálenosti mezi dvěma doteky a vzorkovací frekvence škály velikosti síly. Jelikož informace na vstupu jsou velice obsáhlé a pomocí poměrně jednoduchých aplikací jsme schopni získat velké množství dat o doteku, je dosti limitující právě výstup. Neboli způsob jak předat informace pacientovi. Z tohoto vyplývá, že největší problém provedení umělého smyslu hmatu je právě v jednoduchém předání získaných informací o doteku na protézu pacientovi. Limitace tedy spočívá ve vytvoření jednoduchého a efektivního výstupu.[15] V základu se dá rozdělit zpětná vazba na 2 typy. Invazivní a neinvazivní. Invazivní metody vyžadují chirurgický zákrok. Informace je pak předávána na úrovni fyziologických procesů těla v podobě stimulace nervových vláken pomocí elektrod. Výhodou je vysoké napodobení biosignálů a vytvoření pocitu přirozeného dotyku. Nevýhodou u těchto systémů je složitá aplikace a vysoká cena. Neinvazivní metody jsou založeny na přenašečovém mediu, které nahrazuje klasický dotek. Mediem může být například zrak, sluch a nebo mechareceptor z jiné části těla. Nevýhodou je právě transformace na jiný typ prezentace signálu, jelikož to znemožňuje vytvořit pseudo dotyk tak, aby působil na pacienta přirozeně a fyziologicky. Tento systém navíc většinou vyžaduje externí efektorové zařízení, což omezuje pacienta.



Obr. 1.8: Metody zpětné vazby, převzato a upraveno z [15]

1.3.1 Haptická poziční zpětná vazba

Jednou z nejzákladnějších zpětných vazeb je poziční, respektive haptický systém. Jedná se o zpětnou reakci na vykonaný pohyb umělé končetiny. Uživateli je poskytována informace o aktuální konformaci prstů. Tento systém se většinou specializuje

na míru kontrakce prstů. Pomocí níže zmíněných systémů je uživateli prezentováno místo a velikost působící síly. Tento systém však detekuje a interpretuje míru sevření nezávislou na tlaku na prstech nebo dlani, ale závislou na konkrétní pozici prstů. Tento systém víceméně napomáhá pouze vizuálnímu kontaktu s končetinou, pokud se končetina nebo její část dostane do slepého bodu uživatele. Tento případ však nenastává poměrně často, zvláště s rozměrově většími protézami. Systém tohoto typu tedy má svoje uplatnění například také při manipulaci v prostředí s horší viditelností anebo při práci mimo pozorovací úhel pacienta.

1.3.2 Vizuální

Jednou z možností jak umožnit pacientovi opět cítit dotek pomocí své protézy je sloučit dotek a zrak do jednoho smyslu. Pomocí vizuálního kontaktu jsme schopni vyčíst obrovské množství informací o našich operacích prováděných pomocí bionické končetiny, avšak pro zrak je síla, respektive tlak, neviditelná veličina. Sílu jsme schopni detekovat pomocí zraku pouze sekundárně v podobě deformací. Což je naprosto dostačující při manipulaci s předměty elastickými avšak u trdých a křehkých předmětů nastává problém, jelikož pokud dojde k deformaci, dochází k nenávratným změnám, anebo rovnou k destrukci daného předmětu, a je již pozdě pro jakékoukoli regulaci sil. V opačném případě může dojít k upuštění předmětu při jeho zvedání a manipulaci. Prakticky se nabízí připevnit řadu elektrod pro každý prst odstupňovanou od nejméně agresivní barvy až pro nejagresivnější barvu. Každému prstu tedy bude naležet jedna řada po pěti elektrodách zobrazující intenzitu úchopu a jeho lokalizaci. Tyto elektrody se umístí na proximální část protézy ideálně v oblasti předloktí, tak aby byl schopen pacient tyto elektrody pozorovat periferním viděním. Zde ovšem nastává problém v barevném rozlišení, jelikož od žluté skvrny oka periferně ubývá množství čípku, jenž jsou zodpovědné za barevné vidění, až ke kraji sítnice, kde jsou pouze tyčinky a tím pádem je člověk pro extrémní periferní vidění barvoslepý. I kvůli tomuto faktu lze říci, že vizualizace doteku není nejlepší variantou zprostředkování tohoto smyslu. Další nevýhodou je, že tato možnost se ani částečně nepodobá pocitu doteku. Je to pouze způsob jak zprostředkovat uživateli informaci o silách, které vznikají při interakcích s okolím pomocí protézy. Toto provedení je nejprimitivnější metodou jak vybavit pacienta smyslem doteku a může být velice užitečné ve výše zmíněných situacích.

1.3.3 Zvuková

Velice elegantní způsob náhrady doteku je převedení úrovně tlaku na zvukovou složku. Tento způsob byl již použit jakožto nádrada barvosleposti. Výhodou je, že

pomocí výšky tónu lze velice jednoduše definovat velikost tlaku. S pokročilejší auiotechnikou se také dostáváme do doby bluetooth sluchátek, které jsou tak lehké a pohodlné, že je můžeme nosit téměř celý den bez větších problémů. Výhoda je v diskrétnosti a také v aplikaci takového systému, jelikož není nutné vytvářet další moduly pro předávání informací, ale stačí si bezdrátově připojit detekční systém doteku ke sluchátkům. Zde je největším problémem postupná iritace a nesnášenlivost zvuku. Protože pokud bude pacient déle používat protézu a dané zvukové frekvence uslyší opakovaně je možné, že pacienta začnou obtěžovat a budou mu nepříjemné. Proto je nutné vybrat harmonický zvuk o nízké intenzitě a hlavně zajistit, aby byl pro pacienta uklidňující a nestal se postupem času rušivým elementem. Tento typ alternativní detekce bohužel může mít, při častém používání protézy a s tím spojenému naslouchání zvukové frekvenci protézy, za následek zhoršení sluchu. [15]

1.3.4 Mechanická

Pokud bychom se chtěli přiblížit doteku blíže, možným řešením je detekovat dotek, a pak jej přenést na část těla, která má smysl doteku zachovaný. Jednalo by se o způsob pouhého přenesení mechanického podráždění mechareceptoru na nepostiženou část. Přenos je možné provést pomocí elektrického signálu, kde by informace o velikost mechanického stresu byla přenesena a pomocí servomotorů, nebo lineárních motorů adekvátně realizována na postižené místo. Přenos by mohl probíhat i mechanicky. Tento způsob by navíc nepotřeboval žádnou energii a efektor tohoto systému by působil na nepostižený mechareceptor silou přímo vyvinutou na protézu, respektive protézou na předmět. Takovýto systém by mohl běžet na hydraulické bázi, kde by nebylo nutné detekovat a nebo měřit sílu doteku ale tato síla by byla pouze usměrněna na zdravý biomechareceptor. Nevýhodou takového systému je pak velice náročná a objemná konstrukce, která by byla pro pacienta dosti nepříjemná a dosahovala by vysoké hmotnosti. Další nevýhoda je také menší citlivost a problém s loklizací doteku a následnou implementací ztraceného doteku do místa zdravého.

Vibrační

Další možnost je dosti podobná možnosti již zmíněné. Konkrétně se jedná o převedení doteku na jinou nepoškozenou část kůže, která by dotek detekovala. Tato metoda se však liší, že místo klasického doteku a jeho stimulování pomocí vyvinutí tlaku na definovanou tkáň je dotek diferenciován na mechanické vibrace pomocí vibračního motoru. Motorek je zvolen ideálně tak, aby bylo možné měnit frekvence generovaných vibrací, anebo intenzitu, obdobně jako u zvuku. Avšak mechanické vibrace o malé intenzitě nejsou tak vyrušující, jako je to se zvukem. Nevýhodou je, že vibrace jsme schopni detekovat pouze omezeně a pokud bychom chtěli zachovat tento vibrační

přenos na stejné ruce musíme ho umístit na předloktí nebo na paži, kde jsou detekční systémy kůže pro vibrace slabší než na dlani. Právě z tohoto hlediska je rozpoznání jednotlivých velikostí sil naměřených na protéze velice obtížné. [8]

1.3.5 Elektrická

Předání informace o síle na umělé končetině je možné taky realizovat pomocí elektrických impulzů působících na pacienta. V poslední době se povedlo tyto elektrické impulzy navést na nervový systém v takové podobě, že pacient cítí dotek přirozeně. Pomocí zakódování elektrického impulzu do podoby známé lidskému tělu je pacient schopen zpracovat tento signál jako biologický signál z mechareceptoru. Tato metoda je však stále ve vývoji a do značné míry ještě nedokončená. Pro napojení na periferní nervový systém se využívají různé typy elektrod. Může se jednat jak o invazivní, tak o neinvazivní typ. Neninvazivní elektrody vůči nervu typu cuff jsou kruhově obtočeny okolo nervového vlákna a snímají, nebo stimulují po obvodu. [10, 14] Mezi invazivními elektrodami se používají například regenerativní, nebo intra-fascikulární elektrody.[11] Elektrické impulzy se dají využít i pro stimulování podmětu na kůži či do svalu. Tento podmět je podobný podmětům vytvořeným vibracemi. Jako stimulator lze využít transkutánní nervovou stimulaci (TENS).[12]

1.4 Navržení detekce doteku

Pro zpětnou vazbu byl navrhnout systém, na bázi somatosenzorického systému těla. První část systému - detekční část je zodpovědná za měření a detekci sil působících na protézu v klíčových bodech. Informace následně putuje do výpočetní části systému, kde upravena a zpracována na signál je následně poslána do výstupní části, která má za úkol předat informace pacientovi. Z ohledem na výhody a nevýhody jednotlivých typů efektorů pro přenos informace pacientovi, byl zvolen kombinovaný přenos pomocí vibračních motorků a led diod. Vibrační motorky mají za úkol zejména předání informace o poloze tlaku a led diody následně velikost působené síly. Celý systém byl navržen tak, aby jej bylo možné implementovat na již vytvořenou aktivní protézu s ohledem na volné vstupy a výstupy systému protézy.

1.4.1 Senzorická část

Výběr senzoru pro snímání tlaku z protézy je velice závislý zejména na velikosti. Tím se množina použitelných senzorů zmenší víceméně pouze na FSR senzory a foliové tenzometry. Tyto senzory jak už bylo zmíněno fungují v závislosti na materiálu ve kterém se nacházejí. Pro tenzometr je však nutné zajistit takové prostředí, které by

bylo dostatečně pružné a zároveň pevné. Toto je celkem náročný úkol, a proto v rámci zjednodušení konstrukce byl vybrán FSR senzor, který je funkční konstantě téměř na jakémkoli prostředí. Co se týká přesnosti, tak tenzometr je o hodně přesnější, avšak vzhledem k omezenému počtu výstupů (zobrazení) je přesnost FSR senzoru naprosto dostačující. FSR senzor byl upřednostněn oproti foliovému tenzometru zejména pro jednoduchost aplikace a zároveň také kvůli navrženému systému zobrazení, kde není možné předávat velké množství informací. Jedná se o analogový senzor měnící svůj odpor v závislosti na tlaku a kvůli své kompatibilitě je často využíván právě v biomedicínských zařízeních na měření síly stisku a i na základní měření síly doteku. Jednoduchá implementace do konečků prstů bez nutnosti větších úprav je pak velkou výhodou. Bez ohledu na možnost snadné výměny a úpravy, která se díky tomu nabízí.

1.4.2 Výpočetní část

Zde probíhá zpracování signálu získaného ze sensorické části, konkrétně z FSR senzoru. V prvním kroku je nutné analogový signál převést do digitální podoby. Následně je digitální signál zpracován microprocesorem. Zpracování je provedeno pomocí Python skriptu na bázi napráhovaných hodnot. Pokud naměřená hodnota napětí na senzoru překročí určitý práh, centrální jednotka přivede napětí na příslušný vibrační motor a vyšle signál pro vizuální zobrazení velikosti odečteného napětí.

MCP3008-AD převodník

Velice rozšířený a cenově dostupný 10bitový Analog na Digital převodník. Jedná se o součástku běžně používanou právě kvůli cenové dostupnosti a velkému množství analogových vstupů. Součástka má plnou podporu v programovacím jazyku Python v podobě knihoven. MCP3008 je schopný převést až 8 jednostranných analogových vstupů na digitální signál s maximální vzorkovací frekvencí 200ksps. S Raspberry Pi A/D převodník komunikuje pomocí SPI protokolu, ke kterému je použita knihovna SPIdev. Nevýhodou je, že není možné číst hodnoty z tohoto převodníku spojitě, neboli je nutné vytvořit smyčku čtení. Rychlost čtení je pak ovlivňována rychlostí proběhnutí jednoho cyklu smyčky. Toto by mohlo být zdrojem problémů, pokud by smyčka probíhala příliš dlouho a tím pádem by se zpomalila i frekvence samotného systému.

Raspberry Pi-Mikroprocesor

Tato část se skládá z řídicí jednotky Raspberry Pi 2 B. Koomponenta je blíže popsána v popisu aktivní protézy a jedná se o programovatelnou jednotku. Obsahuje

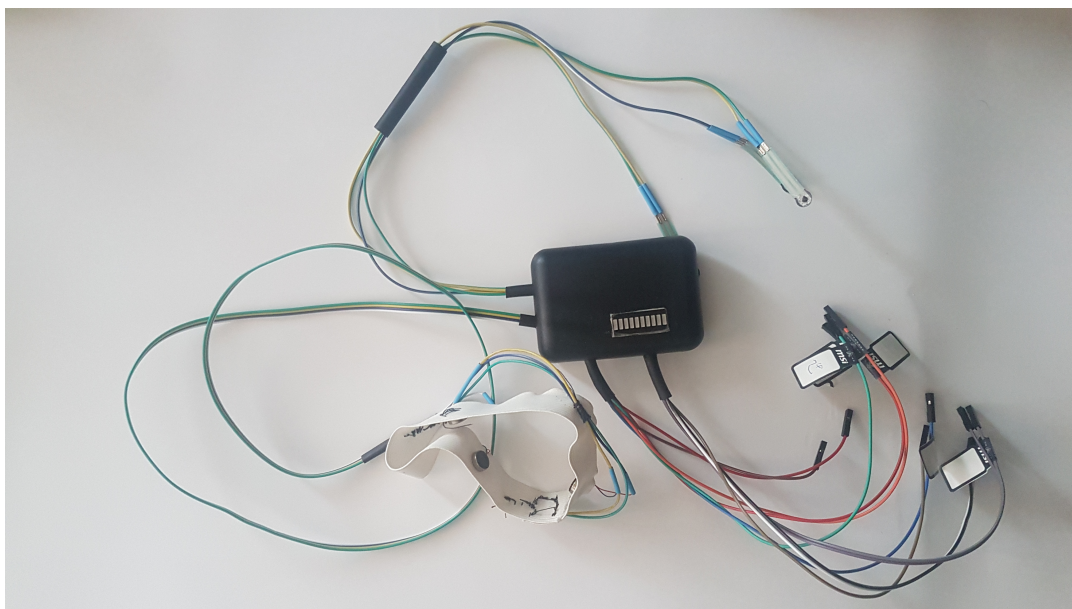
čtyřjádrový procesor ARM architektury od firmy Broadcom. Pro operační paměť využívá 1GB SDRAM na frekvenci 450MHz. Deska je opatřena 40 piny GPIO pro zapojení elektrických obvodu a dalších komponentů. Dále jsou k dispozici 4 USB porty pro připojení dalších periferních zařízení. Jako zdroj slouží externí 5V adapter připojený k Raspberry Pi skrze micro usb port. Pro ovládání je možné využít celou řadu kompatibilních operačních systémů, z nichž nejrozšířenější je na Linuxu založený Raspbian. Výhodou je podpora Python scriptů pro ovládání a programování.

1.4.3 Prezentující část

Pro předání informace pacientovi je využito mechareceptorů na předloktí. Ty jsou stimulovány pomocí vibrací generovaných DC motorky. Motorky jsou vyrobeny pro napájecí napětí 3.3 V a maximální rotaci 13000 otáček/min. Jsou velice kompaktní a při spuštění vyvolávají na kůži pocit brnění, což spolehlivě informuje o detekovaném tlaku na jednom z prstů umělé končetiny. Menší problém je při předávání informací o intenzitě doteku. Na předloktí a obecně na všech místech, kde je menší počet mechareceptorů, zvláště pak Paciniho a Meissnerových tělísek, je horší rozpoznat frekvence vibrací. Proto byla do systému zabudována ještě vizuální zpětná vazba v podobě ledbaru od firmy Seeed. Tento led graf s deseti segmenty je určen zejména pro světelnou signalizaci stavu baterie, nebo vytížení CPU. Proto je sestaven z 8 zelených led diod, jedné oranžové a jedné červené. Toho lze využít i v zobrazování velikosti působené síly. Síla doteku je tedy nastavena tak, aby při překročení jisté větší síly ledgraf rozsvítil červenou diodu a tím signalizoval pomyslnou maximální sílu působící na protězu. Grove ledbar je ovládám pomocí čipu MY9221.

2 Výsledky studentské práce

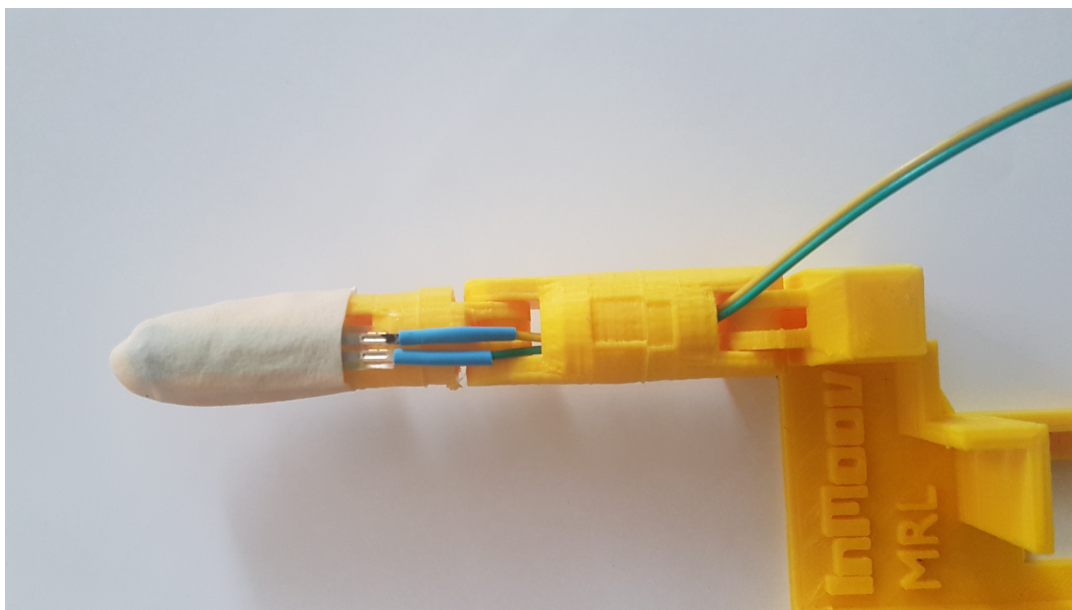
Samotné zařízení má čtyři základní části. První část je senzorká. Jedná se o gumové čepičky a samotné FSR. Z této části je veden signál do samotného zařízení, které obsahuje analog/digital převodník a pájené obvody. Přímo na krabičce zařízení je zabudován vizuální výstup v podobě LEDbaru, jakožto třetí část. Poslední část je náramek s vibačními motorky, který je také připojen přímo do krabičky. Pro komunikaci s řídicí jednotkou, která není součástí zařízení zejména kvůli možnosti napojení přímo na řídicí jednotku mechanické končetiny, jsou vyvedeny z krabičky komunikační a zároveň i napájecí spojky s koncovkou kompatibilní pro GPIO piny Raspberry Pi desky. Díky tomuto je možné napojit systém na jakoukoliv protézu postavenou na RP. Do RP je potom pouze nutné nahrát ovládací Python skript. Pro senzory jsou vytvořeny gumové řepičky, které jsou snimatelné a je možné je nasadit na kterýkoliv prst. avšak z pozorování a vzhledem k nainstalovaným gestům, které protéza využívá, je nejvhodnější je nasadit na 1. 2. a 3. prst, neboli palec, ukazováček a prostředníček. Jelikož tyto prsty jsou ergonomicky uzpůsobeny, aby vykonávali většinu práce a zbylé dva potom slouží zejména jakožto korekční. Tím je myšleno, že zajišťují pevnější úchop, větší stabilitu úchopu ad. Toto lze pozorovat i na tříosých uchopových systémech, kde je pro úchop používáno pouze třech prstů. Problém u těchto úchopů je nižší stabilita, jelikož se jedná o úchop bodový, zatímco úchop všemi prsty je osový, tuíž je možné lépe detekovat tlaky jež těleso na ruku vyvolává, zejména potom rotační a spinové.



Obr. 2.1: Systém zpětné vazby

2.0.1 Senzorická část

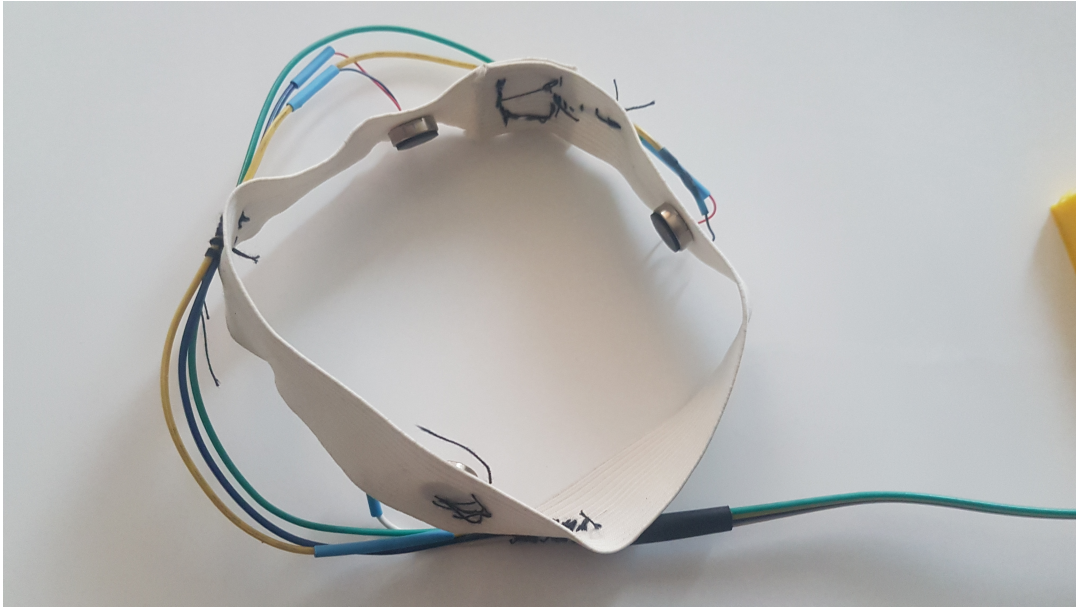
Senzorická část je provedena v podobě čepičky, která se nasadí na daný prst. Primární část zájmu je vnitřní strana prstu (bříško). Tato část je mechanicky nejaktivnější a podílí se na většině motorických úkonů. Proto je zde umístěn samotný senzor. Avšak změny tlaků jsou snímány částečně po celém obvodu prstu díky elastické čepičce a malému tlakovému bodu umístěnému na senzorické části. Pokud je tedy čepička pod tlakem vyvinutým na kteroukoli její část, více nebo méně je tento tlak přenesen na tlakový bod a ten sekundárně působí na senzor. Díky tomuto systému tedy lze přibližně odhadovat téměř všechny změny sil, které se na snímané části protézy odehrávají.



Obr. 2.2: senzor na prstu INMOOV

2.0.2 Prezentující část

Informace je předávána dvěma veličinami. Světlem a vibracemi. Vibrační část je realizována pomocí gumového náramku, který si pacient připevní na předloktí, nebo na paži pokud se na předloktí nachází svalové elektrody pro ovládání protézy. Odezva vibračních motorků je velice rychlá, zato odezva pomocí Ledbaru, který zastupuje světelné předávání informace, je podstatně delší, avšak dokáže zobrazit i velikost síly působící na některý z prstů. Ke komunikaci byla využita knihovna původně vytvořena pro micropython. [18]



Obr. 2.3: náramek s vibračními motorčky

2.1 Testování

Při testování systému byl kladen důraz zejména na senzitivitu detekce a celkovou odezvu. Jako první byl testován práh velikosti nejmenšího detekovatelného tlaku systému v podobě pokládání přesných závaží na tři místa. První, nejvíce senzitivní místo v oblasti detekční části senzoru bylo schopno zaznamenat i velice malé tlaky. Jako druhé testované místo byla zvolena špička prstu, kde tlak působil na prst horizontálně. Zde byla detekce o dost horší, ale stále dostačující. Jako poslední místo bylo zvoleno břicho prstu, mimo detekční část senzoru. Dalším předmětem testování byla časová odezva systému. Tato část, i když se zdá být druhořadá, je naprosto klíčová, a sehrává velkou roli pro celkovou dynamiku zařízení a zaručuje příjemné používání pro pacienta. Pokud je odezva příliš zpožděná vzniká při používání pocit sekání a neplynulého chodu, což může být velice otravné. Poslední část testování spočívala v uchopování různých věcí a vyhodnocení výstupních dat ze systému simulujícího dotek. Pro testování bylo použito jablko, tenisový míček a molitan.

2.1.1 Zpoždění systému

Testována byla rychlost proběhnutí jednotlivých funkcí systému. První byla změřena funkce pro senzorickou část, neboli odečtení hodnot z FSR. V této části je získána hodnota z AD převodníku a uložena do proměnné. Jak je vidět z tabulky tato část má naprosto minimální zpoždění v digitální části systému. Z důvodu, že MCP3008

nechte data spojitě, ale po vzorcích dochází na AD převodníku také ke zpoždění, které není započítáno do testování, avšak toto zpoždění je tak malé, že se dá považovat za zanedbatelné pro testovanou disciplínu.

Další stopovanou funkcí byl přenos informace na vibrační motorky. Tato část byla ještě méně časově náročná než samotná detekce. To vyplývá už z podstaty funkce, kde se jedná pouze o jakýsi switch mezi High/Low napětím. Zde tedy žádné zbytečné zpoždění systému nevzniká.

Poslední testovanou částí byla funkce pro interpretaci dat pomocí Ledgrafu. Zde nastalo největší zpoždění. To je způsobeno tím, že komunikace s ledbarem probíhá na úrovni protokolu APDM (Adaptive Pulse Density Modulation) s čipem MY9221. I přes to, že bylo využito maximální rychlosti klasického GPIO pinu na Raspberry Pi, je komunikace dosti časově náročná. Zde se lišila odezva podle snímané hodnoty, ale pokud mluvíme o maximálním zpoždění dosahovala okolo 0.5 s. Zpoždění 0.5 s je podstatně velké nejen kvůli zpoždění samotnému, ale i dost významné, aby systém zpomalilo celkově. Hlavním problémem se potom stává, že po celou dobu, co skript probíhá, je inertní vůči dalším podmínkám, což je nežádoucí. Z toho důvodu byly obě zobrazovací metody spuštěny nezávisle na sobě. To znamená, že předávání informace pomocí vibračních motorků je zpožděno pouze o senzorickou část a vibrační motorky. Zobrazování ledbaru je o dosti pomalejší, ale nezpomaluje celý systém, jelikož je tato funkce spuštěna nezávisle. Jak to už bylo zmíněno, odezva je také důležitým faktorem pro obnovovací frekvenci a to hlavně pro to, že čím dříve celá smyčka proběhne, tím dříve odečte znovu hodnoty ze senzorů a frekvence zobrazování se zvýší. Při spuštění dvou nezávislých programových smyček, jednu pro zobrazování pomocí Ledgrafu a druhou pro předávání informace pomocí vibračních motorků, jsme získali frekvenci čtení a předávání informace u vibračních motorků 1,583 KHz, což odpovídá časové délce průběhu jedné smyčky 0.0006315 s. U Ledbaru byly hodnoty o dosti horší. Frekvence smyčky je pouze 2,043 Hz, což odpovídá 0.4895 s pro proběhnutí jednoho cyklu. Rozdělení do dvou nezávislých cyklů je tedy naprosto nezbytné a pokud by cykl zůstaly na sobě závislé, systém by byl podstatně časově zpožděný a celkově nevhodný pro použití jako zpětná vazba pro umělé končetiny. Avšak při rozdělení obou funkcí je zpožděna pouze méně potřebná informace o velikosti působeného doteku, avšak samotná bezrozměrná veličina doteku je snímána téměř okamžitě a předávána ihned pacientovy s minimálním zpožděním. Kompetitivní spuštění funkcí není vždy rychlejší, než lineární, avšak zde je tento proces velice žádoucí a celkově zrychluje jednotlivé části systému.

	Senzorická část	Vibrační motorčky	Ledbar	Celkem
Zpoždění [s]	0.000763	0.000026	0.471695	0.472505

Tab. 2.1: Tabulka zpoždění

	Brčko	Tužka	1 Kč	Práh detekce	Propiska	Klíč	Krabička sirek
hmotnost [g]	1.15	3.55	3.6	5	5.75	9.58	13

Tab. 2.2: Tabulka hmotností

2.1.2 Citlivost systému

V dalším krou byla otestována prahová hodnota pro jednotlivé části prstu. Nejmeší práh byl naměřen na senzorické části prstku. Největší potom na špičce prstů, kde je prahová hodnota velice omezena a závislá na směru působení síly. Toto měření bylo provedeno pomocí přesných závaží o hmotnosti 2, 5, 10, 20, 50g. Při testování byly závaží umísťovány na jednotlivé části prstu. Minimální práh systému byl stanoven na 5g v nejsenzitivnější části detekce. Toto měření demonstruje graf na obrázku 2.4. V grafu lze vidět na ose x sílu, jakou závaží působila na končetinu a následně je zaznamenáno, jestli systém tlak rozpoznal, nebo ne. V tabulce jsou následně vyneseny hmotnosti jednotlivých předmětů běžně využívaných v každodenním životě a porovnány s detekčním prahem protézy.

Jak je tedy vidět, při detekci předmětů působících na prst pouze vlastním gravitačním zrychlením, systém v mnoha případech selhává. Avšak je nutné počítat zejména s tím, že v praxi se málokdy pro detekci předmětu používá pouze samotná hmotnost předmětu. Při manipulaci a také při doteku je nutné počítat i s tlakem vyvíjeným na předmět samotnou protézou. Tento tlak je ovlivňován pacientem. Tlak jemného doteku se přitom pohybuje od 6 do 20g. Tím pádem při používání aktivního doteku jsou systémové specifikace naprosto dostačující. Nehledě na fakt, že detekce je zaměřena z velké části na úchop těles. Další polehčující okolností je, že jemnou motoriku a přesné doteky současné náhradní končetiny postrádají úplně, nebo jsou tyto pohyby velice omezeny. Proto je práce s předměty z velké části silová. Pokud ovšem tato protéza má zabudovaný systém pro regulaci síly, 5g je naprosto dosta-

síla [N]	0.020	0.049	0.098	0.196	0.491	0.982
Bříško senzorická část	0	1	1	1	1	1
Bříško nesenzorická část	0	0	1	1	1	1
Špička prstu	0	0	0	0	1	1

Tab. 2.3: Detekční práh

čující hranice pro veškerou práci s regulováním síly. Velikost tlaku 5g je tak malá, že při manipulaci s křehkými, či měkkými předměty je možné zaznamenat dotek již daleko před hranicí síly, která by měla destruktivní nebo modelující účinek na daný předmět. Toto se samozřejmě odvíjí od specifikace daného předmětu, Ale pro předměty, které jsou používány pro základní potřebu je většinou demoliční faktor daleko za hrací tlaku 5g.

2.1.3 Testování v úchopu

V poslední části byla zpětná vazba testována přímo na náhradní protéze. Jednalo se o jednoduché uchopování věcí a následné vyhodnocování zpracovaného úchopu systémem pro detekci doteku. Systém byl implementován na ukazováček, palec a prostředníček. Testování proběhlo tak, že umělá končetina se uvedla do stavu relaxace a následně byl do dlaně vložen předmět. Poté byla nastavena končetina do gesta úchopu a následně byl měřen výstup zpětné vazby. Zde byl systém doteku ovlivněn zejména silou stisku samotné protézy, tvarem tělesa a materiálem tělesa. Všechny tyto faktory ovlivnily výsledky jednotlivých testování. Systém každé těleso správně zaznamenal a detekoval dotek, avšak nebylo možné rozlíšit tlak na jednotlivých prstech z důvodu, že ledbar ukazuje pouze jednotlivé hodnoty ze všech snímaných kanálů a nerozlišuje z jakého kanálu signál přišel. Kvůli tomuto problému bylo možné určit pouze největší tlak, avšak nebylo možné jej přiřadit k prstu na kterém vznikl.

2.2 Výsledky a zhodnocení

Systém pro zpětnou vazbu byl otestován z pohledu rychlosti odezvy a citlivosti detekce. Tyto výsledky vedly k závěru, že systém je možné využít pro zpětnou vazbu k umělé končetině. Tím, že nejnižší detekovatelný práh je 5g se však nehodí na přesné a vysoce motorické zařízení, které pracují i s tlaky nižšími než je tato prahová hodnota. Ovšem pro protézy ovládané pomocí změn gest a motoricky slabší protézy je tento systém naprosto dostačující a dokáže částečně nahradit ztracený smysl doteku a to jak jeho detekcí tak i měřením velikosti vvinutého tlaku. Co se týká maximální snímané hodnoty tlaku, tak systém je schopný detekovat maximálně něco okolo 50N. Ovšem zde je to také ovlivněno plochou jakou na senzor síla působí. Detekce tlaku navíc při vyšších hodnotách získává nelineární tvar, z toho vyplývá, že detekované vyšší hodnoty nejsou tak přesně vyhodnoceny jako ty nižší. Systém je také nastavený tak, že je možné přidat senzory na další prsty a obnovit tak dotek i na zbylých prstech. Zde by bylo nutné přidat vibrační motorky a FSR senzory.

	Ledbar	Vibrace
Rychlost odezvy	0.4895s	0.0006315s
Nejmenší detekovatelná síla	0.049115 N	
Největší detekovatelná síla	~ 20 N	
Měnitelné umístění	NE	ANO

Tab. 2.4: Výsledné hodnoty systému

Navic je systém přenosný a je možné zapojit jej přímo na řídicí jednotku náhradní ruky.

Závěr

Tato práce se zabývala problematikou zprostředkování informací o tlacích na umělé končetině. V práci byla probírána problematika smyslu doteku a bylo nahlédnuto na biologický systém detekce, zpracování a předání informace tlaku na končetnu. Bylo nahlédnuto do systémů detekce mechanických tlaků a následně, podle specifikací a na základě náročnosti implementace, byl vybrán nejvhodnější tlakový senzor, který by mohl sloužit jakožto senzor umělé zpětné vazby pro model umělé končetiny vytisknutý podle 3D modelu open-source InMoov [19] v rámci Diplomové práce Ing. Štěpána Brázdila. V další části práce proběhla rešerše systémů zpětné vazby a byly popsány metody, pomocí kterých je v těchto systémech předávána informace o doteku pacientovi. S ohledem na sestavenou protézu a její specifika byla následně navržen systém částečně nahrazující smysl doteku. Byl navržen tak, aby byl kompatibilní s RP řídicí jednotkou, na které je postavena i umělá končetina. Bylo použito MCP3008 A/D převodníku a FSR, jakožto senzoru síly. Pro předání samotné informace byly použity vibrační motorky a segment LED diod poskládaných za sebou do podoby baru. Dotek je tedy zprostředkován jak vibracemi, tak světelnou signalizací. LEDbar je určen primárně k předání informace o velikosti působené síly a vibrační motorky mají jako hlavní funkci co nejryhlější odezvu a předání první informace o zaznamenaném doteku.

Systém byl následně sestaven a otestován. První důležitou testovanou složkou byla rychlost odezvy a citlivost systému. Obě dvě testovací disciplíny dopadly podle očekávání až na odezvu LEDbaru, která měla nižší rychlost odezvy. Tento problém byl částečně vyřešen zpuštěním paralelního skriptu pro LEDbar, tak aby nezpomaloval zbytek systému. Citlivost systému byla naprosto dostačující pro běžné operace a úchopy, které jsou prováděny v každodenním životě. V posledním kroku testování byla zpětná vazba testována na úchopech věcí protézou. Úchop byl testován na jablko, tenisovém míčku ad. Odpověď na úchop byla dostačující, až na fakt, že nebylo možné definovat kontrétní velikost tlaku pro konkrétní prst. Bylo možné zjistit pouze velikost tlaku, ale nebylo možné určit jeho pozici. Zpětná vazba byla jinak dostačující.

Pro zpětnou vazbu je systém dostačující, avšak v některých oblastech, zejména v problematice předávání dat pacientovi, může být vylepšen a zefektivněn. Další prostor pro zlepšení manipulace a úchopu je zvýšení počtu senzorů, protože se třemi senzory nejsou pacientovi předávány kompletní informace a zručnost pacienta je částečně ořezána. Otázkou by bylo jak při vyšším počtu senzorů zajistit, aby byl prezenční systém dostatečně jednoduchý, přehledný a příjemný i po celodenním používání. Splnitelnost těchto podmínek je však s rostoucím objemem předávaných informací velice problematická.

Literatura

- [1] University of Basel. *"Bacteria have a sense of touch."* [online]. ScienceDaily. ScienceDaily, 26 October 2017. [cit. 25. 10. 2020]. Dostupné z URL: <<https://www.sciencedaily.com/releases/2017/10/171026142320.htm>>.
- [2] PÁČ, Libor a Ladislava HORÁČKOVÁ. *Anatomie pohybového systému člověka*. Brno: Masarykova univerzita, 2009. ISBN: 978-80-210-4953-6.
- [3] Patrick Dougherty, Ph.D. *Chapter 2: Somatosensory System, Department of Anesthesiology and Pain Medicine, MD Anderson Cancer Center*. [online]. Neuroscience Online, 7.10.2020 [cit. 12. 12. 2020]. Dostupné z URL: <<https://nba.uth.tmc.edu/neuroscience/m/s2/chapter02.html>>.
- [4] Boundless *General Biology*, *bio.libretexts.org* [online]. bio.libretexts.org, 15.8.2020 [cit. 2. 1. 2021]. Dostupné z URL: <[https://bio.libretexts.org/Bookshelves/Introductory_and_General_Biology/Book%3A_General_Biology_\(Boundless\)/36%3A_Sensory_Systems/36.2%3A_Somatosensation/36.2A%3A_Somatosensory_Receptors](https://bio.libretexts.org/Bookshelves/Introductory_and_General_Biology/Book%3A_General_Biology_(Boundless)/36%3A_Sensory_Systems/36.2%3A_Somatosensation/36.2A%3A_Somatosensory_Receptors)>.
- [5] Wu, Yuanzhao and Liu, Yiwei and Zou, Youlin and Man, Qikui and Hu, Chao and Liao, Meiyong and Li, Runwei *A skin-inspired tactile sensor for smart prosthetics* Science Robotics, 15.9.2018 [cit. 10. 12. 2020]. DOI: 10.1126/scirobotics.aat0429
- [6] R. S. Dahiya, G. Metta, M. Valle and G. Sandini *Tactile Sensing—From Humans to Humanoids* IEEE Transactions on Robotics, vol.26, no. 1, pp. 1-20, 11.2.2010 [cit. 22. 11. 2020]. DOI: 10.1109/TRO.2009.2033627
- [7] KTH The Royal Institute of Technology *"Feeling small: Fingers can detect nano-scale wrinkles even on a seemingly smooth surface."* [online]. ScienceDaily, 16 September 2013 [cit. 5. 12. 2020]. Dostupné z URL: <www.sciencedaily.com/releases/2013/09/130916110853.htm>.
- [8] Wilke, Meike Annika and Niethammer, Christian and Meyer, Britta and Farina, Dario and Dosen, Strahinja *Psychometric characterization of incidental feedback sources during grasping with a hand prosthesis* [online]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 10 December 2019. [cit. 25. 11. 2020]. ISSN:1743-0003, DOI: 10.1186/s12984-019-0622-9 Dostupné z URL: <<https://doi.org/10.1186/s12984-019-0622-9>>.

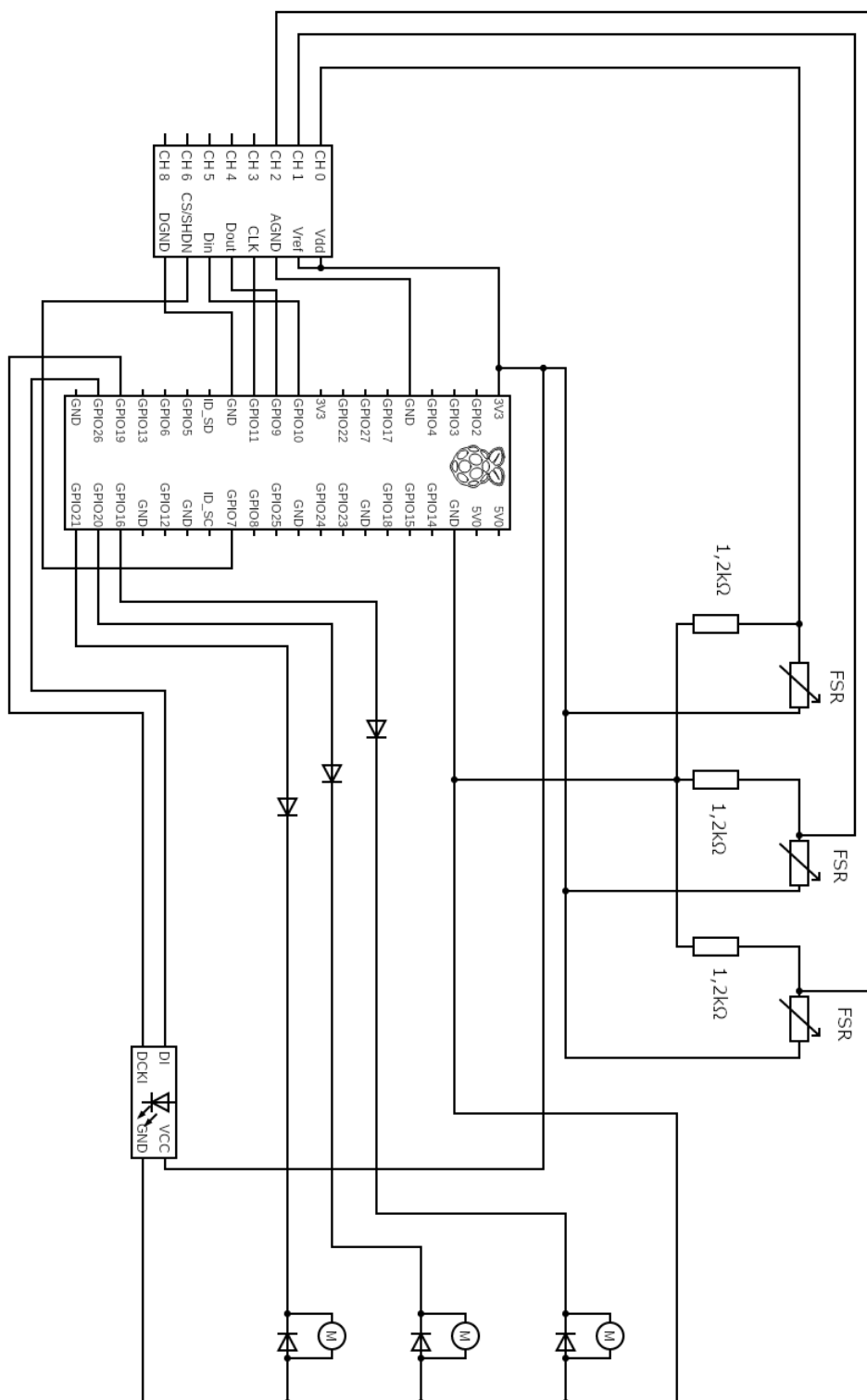
- [9] Moret, J. “Preface.”, Liang Dong *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. ScienceDirect, 1995 [cit. 20. 12. 2020]. DOI: 10.1016/0924-4247(96)80040-9 Dostupné z URL: <<https://www.journals.elsevier.com/sensors-and-actuators-a-physical>>.
- [10] Ortiz-Catalan, Max and Mastinu, Enzo and Sassu, Paolo and Aszmann, Oskar and Brånemark, Rickard *Self-Contained Neuromusculoskeletal Arm Prostheses, New England Journal of Medicine* [online]. New England Journal of Medicine, 2020 [cit. 30. 12. 2020]. Dostupné z URL: <<https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMoa1917537>>.
- [11] Hannes P. Saal, Sliman J. Bensmaia *Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface*, [online]. Neuropsychologia, 2015 [cit. 30. 12. 2020]. ISSN 0028-3932 Dostupné z URL: <<https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.06.010>>.
- [12] Liu XX, Chai GH, Qu HE, Lan N. *A sensory feedback system for prosthetic hand based on evoked tactile sensation. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.*, [online]. National Library of Medicine, 2015 [cit. 30. 12. 2020]. PMID: 26736798 Dostupné z URL: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26736798/>>.
- [13] Interlink Electronics *Interlink Electronics FSR® Force Sensing Resistors® FSR® Integration Guide Document part* [online]. Interlink Electronics, 2015 [cit. 14. 12. 2020]. Document part number EIG-10000 Rev. B Dostupné z URL: <www.interlinkelectronics.com>.
- [14] Zollo, Loredana and Di Pino, Giovanni and Ciancio, Anna L. and Ranieri, Federico and Cordella, Francesca and Gentile, Cosimo and Noce, Emiliano and Romeo, Rocco A. and Dellacasa Bellingegni, Alberto and Vadalà, Gianluca and Miccinilli, Sandra and Mioli, Alessandro and Diaz-Balzani, Lorenzo and Bravi, Marco and Hoffmann, Klaus-P. and Schneider, Andreas and Denaro, Luca and Davalli, Angelo and Gruppioni, Emanuele and Sacchetti, Rinaldo and Castellano, Simona and Di Lazzaro, Vincenzo and Sterzi, Silvia and Denaro, Vincenzo and Guglielmelli, Eugenio *Restoring tactile sensations via neural interfaces for real-time force-and-slippage closed-loop control of bionic hands*, *Science Robotics* [online]. Science Robotics, 2019 [cit. 14. 12. 2020]. DOI: 10.1126/scirobotics.aau9924 Dostupné z URL: <<https://robotics.sciencemag.org/content/4/27/eaau9924>>.
- [15] B. Stephens-Fripp and G. Alici and R. Mutlu *A Review of Non-Invasive Sensory Feedback Methods for Transradial Prosthetic Hands* [online]. IEEE Access, 2018

- [cit. 14. 12. 2020]. DOI: 10.1109/ACCESS.2018.2791583 Dostupné z URL:
<<https://ieeexplore.ieee.org/document/8253455>>.
- [16] Westling G, Johansson RS *Factors influencing the force control during precision grip. Exp Brain Res.* [online]. National Library of Medicine, 2018 [cit. 2. 1. 2021]. PMID: 6705863 DOI: 10.1007/BF00238156 Dostupné z URL:
<<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6705863/>>.
- [17] Wu Jiang, Al-Handarish Yousef, Omisore Olatunji Mumini, Igbe Tobore, Han Shipeng, Li Hui, Du Wenjing, Zhang Jinjie, Wang Lei *A Survey of Tactile-Sensing Systems and Their Applications in Biomedical Engineering* [online]. Hindawi, Advances in Materials Science and Engineering, 8.1.2020 [cit. 2. 1. 2021]. ISBN/ISSN: 1687-8434 DOI: 10.1155/2020/4047937 Dostupné z URL:
<<https://doi.org/10.1155/2020/4047937>>.
- [18] micropython-my9221 <https://github.com/mcauser/micropython-my9221/blob/master/my9221_test.py>
- [19] InMoov projekt <<https://inmoov.fr/>>
- [20] Zdroj obrázku FSR senzoru <<https://lastminuteengineers.com/fsr-arduino-tutorial/>>

Seznam symbolů, veličin a zkratk

FSR	Silově závislý odpor – Force Sensing Resistor
CNS	Centrální nervová soustava
PNS	Periferní nervová soustava
e-skin	Uměle vyrobená kůže napodobující vlastnosti biologické kůže
TENS	Transkutánní nervová stimulace
USB	Universální seriový port – Universal Serial Bus
ksp	tisíc vzorků za sekundu – Kilosamples per second
rpm	otáček za minutu – round per minute
GPIO	Univerzální vstup/výstup – General-purpose input/output
RP	Raspberry Pi – Mikrochip
V_{OUT}	Výstupní napětí
R_m	Referenční resistor
V_+	Vstupní napětí
R_{FSR}	Odpor FSR senzoru

A Schéma zapojení systému



B Python skripty

Příloha obsahuje 3 kódy v Pythonu. Kódy byly testovány na Pythonu 3.x.x. A jsou určeny pouze pro Raspberry Pi zařízení, které má odemčené GPIO piny. Skript byl testován na Raspberry Pi 3 modelu B.

B.1 main.py

Hlavní skript. Tento skript čte hodnoty ze senzorů, podle odečtené hodnoty ovládá motorky a Ledbar.

B.2 my1.py

my1.py je funkce pro komunikaci s čipem MY9221, což je čip v Ledbaru. Tuto funkci vytvořil uživatel mcauser a poskytl na Githubu [18]. Funkce je napsaná v MicroPythonu.

B.3 Led_Pin.py

Tento soubor obsahuje pouze objekt pro implementaci my1.py funkce.