

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2021

Jan Trajlinek



# 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 poskytovat 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 zkonstruován přímo pro již sestrojenou protézu vyrobenou Ing. Štěpánem Brázdilem v rámci jeho diplomové práce z roku 2020. V práci je popsána biologická zpětná vazba, na níž jsou všechny náhradní a umělé zpětné vazby založeny. Předkládaná 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, silově závislý rezistor

## 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 prosthesis, force sensitive resistor

TRAJLINEK, Jan. *ZPĚTNÁ VAZBA PRO AKTIVNÍ PROTÉZU HORNÍ KONČETINY*. Brno, 2021, 49 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. Také bych chtěl poděkovat celé mé rodině za podporu při psaní práce. Zvláštní dík chci vyjádřit i všem testovaným osobám. Velice děkuji také paní Věře Všetickové za jazykové úpravy textu.

# Obsah

<b>Úvod</b>	<b>9</b>
<b>1 Teorie problematiky</b>	<b>10</b>
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 . . . . .	23
1.3.2 Vizuální . . . . .	23
1.3.3 Zvuková . . . . .	24
1.3.4 Mechanická . . . . .	24
1.3.5 Elektrická . . . . .	25
1.4 Navržení detekce doteku . . . . .	25
1.4.1 Senzorická část . . . . .	26
1.4.2 Výpočetní část . . . . .	27
1.4.3 Prezentující část . . . . .	28
1.4.4 Bezpečnostní prvky obvodu . . . . .	28
<b>2 Výsledky studentské práce</b>	<b>30</b>
2.1 Navržený systém . . . . .	30
2.1.1 Senzorická část . . . . .	30
2.1.2 Prezentující část . . . . .	30
2.2 Testování . . . . .	32
2.2.1 Zpoždění systému . . . . .	33
2.2.2 Citlivost systému . . . . .	34
2.2.3 Testování v úchopu . . . . .	35
2.2.4 Testování reakcí pacienta . . . . .	35
2.3 Výsledky a zhodnocení . . . . .	37
<b>Závěr</b>	<b>38</b>
<b>Literatura</b>	<b>40</b>
<b>Seznam symbolů, veličin a zkratek</b>	<b>43</b>

A Schéma zapojení systému	44
B Python skripty	45
C Data z testování věcí v úchopu	46



# 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
1.9	Silově-Napěťová char. . . . .	27
2.1	systém zpětné vazby . . . . .	31
2.2	Senzor na prstu INMOOV . . . . .	31
2.3	Náramek s vibračními motorky . . . . .	32
2.4	Uchop Tenisáku . . . . .	36

# Úvod

Cílem této práce je navrhnout a sestavit 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. [3, 4] Tato ruka je navržena jakožto aktivní protéza, ovládaná pomocí signálu ze svalových kontrakcí a zvládá velké množství gest i různé typy úchopů a ohybů prstů. Systém zpětné vazby by měl pacientovi překážet co nejméně, zvláště pokud 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 posunula z estetických náhrad přes aktivní protézy na téměř plně funkční protézy se schopností detekce doteku. V dnešní době spousta výzkumných institucí pracuje již na přímém napojení protézy na centrální nervový systém. Jedná se obrovský krok kupředu, jelikož ruka není ovládána pomocí náhradního rozhraní, jako je například EMG, ale je ovládána přímo pomocí nervových vzruchů. Tento způsob je však finančně velice nákladný a aplikace takového systému je složitá. Jelikož při napojení na nervové zakončení je potřeba 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 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 nebo alespoň většinově nahrazuje biologický smysl hmatu. Z tohoto důvodu je tato tematika důkladně zkoumána a je hledáno ideální řešení. Často tak dochází ke kombinování různých zařízení pro nahrazení nedostatků jednotlivých systémů. Tyto systémy jsou následně porovnávány a měřeny tak, aby bylo dosaženo co nejlepších výsledků.

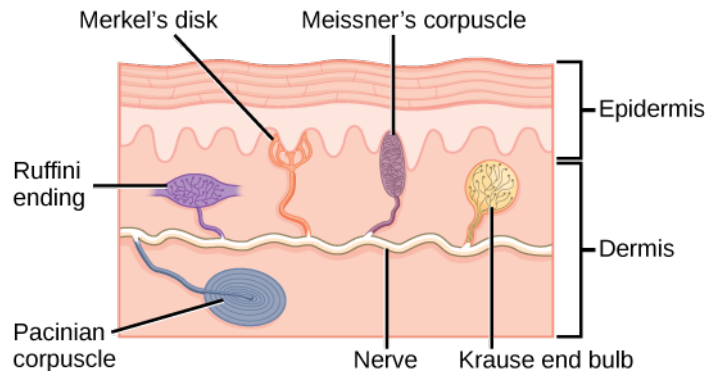
## 1.1 Dotek z pohledu biologie

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 dobrovolníkům aplikována anestetika pro znecitlivění rukou, bylo možné pozorovat rapidní zhoršení zručnosti subjektů. Prováděné manévry byly neohrabané a zdaleka ne tak účinné jako před aplikací.[20] Kromě toho, že hmat nám pomáhá s „haptikou“, zastupuje také ochrannou funkci, která zajišťuje rozeznávání ostrých nebo energeticky 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 mechareceptory, byla pozorována základní funkce rozpoznávání tlaku a následná reakce.[18] U vyšších živočichů se tento smysl již zdokonalil a pro 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 podněty jinak vyvinutá a adaptována na jiný typ mechanických signálů. U člověka se dotek rozvinul zejména kvůli potřebě vysoké zručnosti a přesnosti pro manuální práci, proto je lokalizován zejména do míst prstů a dlaně. Dotek je navíc u něj spojen také s psychickou stránkou osobnosti.

### 1.1.1 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém má na starosti 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 propriosystém neboli polohový systém těla. Ten se dále dělí na dynamický — sledující tlak a změny, a statický — monitorující 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 [2]

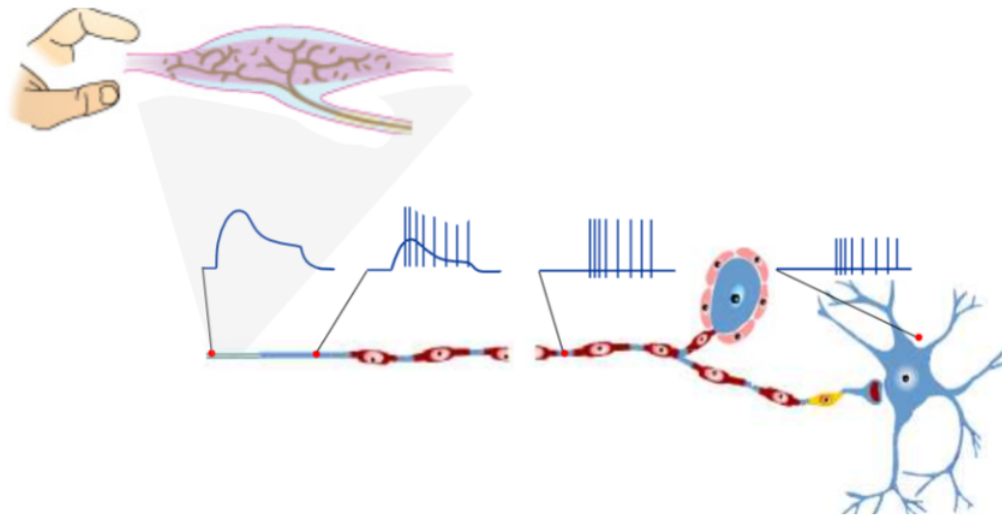
U jednotlivých mechareceptorů můžeme pozorovat rychlost adaptace. Ta definuje funkčnost buňky, což je možné zaznamenat na vysílaných signálech při její aktivaci. Každý typ je pak dále specializován na konkrétní frekvence a směry tlaku, od čehož se vyvíjí jejich tvar a složení. Jakožto každá buňka v těle 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 v obrázcích 1.2 — 1.5.

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 člověka s jejími vlastnostmi a funkcemi). [22, 1] 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. [11] Tato skutečnost prokazuje, že člověk je schopný pomocí hmatu rozeznávat strukturu objektu.

### Ruffiniho tělísko

Ruffiniho keříčkovité zapouzdržené zakončení je nemyelinizované nervové zakončení v kožní škáře. Tato tělíška mají protáhlý tvar a strukturálně jsou podobná ostatním hmatovým receptorům. Podle toho, kde se nacházejí, se může jednat o pomalu adaptující se mechanoreceptor nebo proprioreceptor. Tyto receptory jsou dosti citlivé na protažení kůže, a proto jsou výpomocné při pohybech, kdy se při ohýbání

kloubů napíná a povoluje kůži, například na prstech, kde jsou nejhustěji osazeny okolo nehtů a napomáhají tak při úchopu. Při protažení kůže jsou souběžně natažena 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.



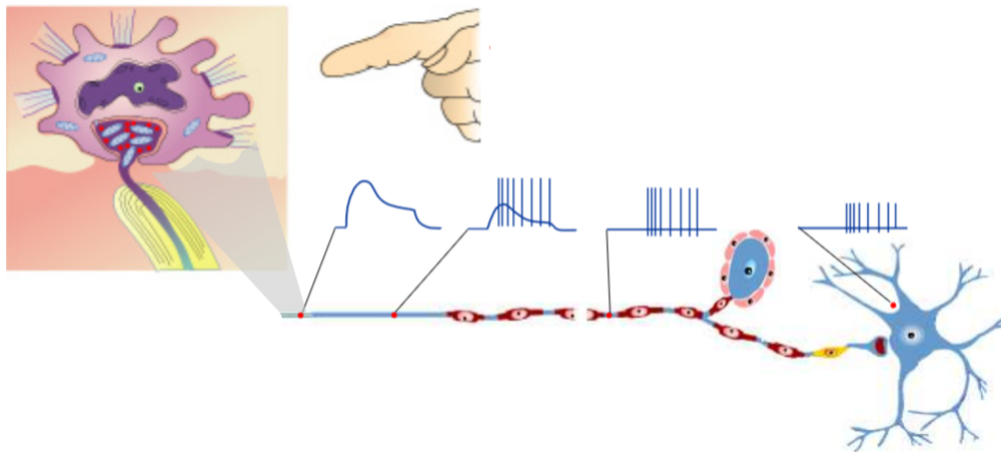
Obr. 1.2: Odezva Ruffiniho tělíska na mechanický podmět, převzato z [16]

### **Merkelovy disky**

V případě Merkelových disků se jedná o pomalu se adaptující nezapouzdřená nervová zakončení, umístěná v povrchu epidermis a přesně zarovnána s papilami. Shlukují se do celků zvaných hmatové destičky a jejich úkolem je skenování povrchu, hran, ostrých změn a hrubých textur. Jsou zaměřeny 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. Merkelův 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 škůry, kde v napojení na myelizované nervové buňky vytvářejí akční potenciál



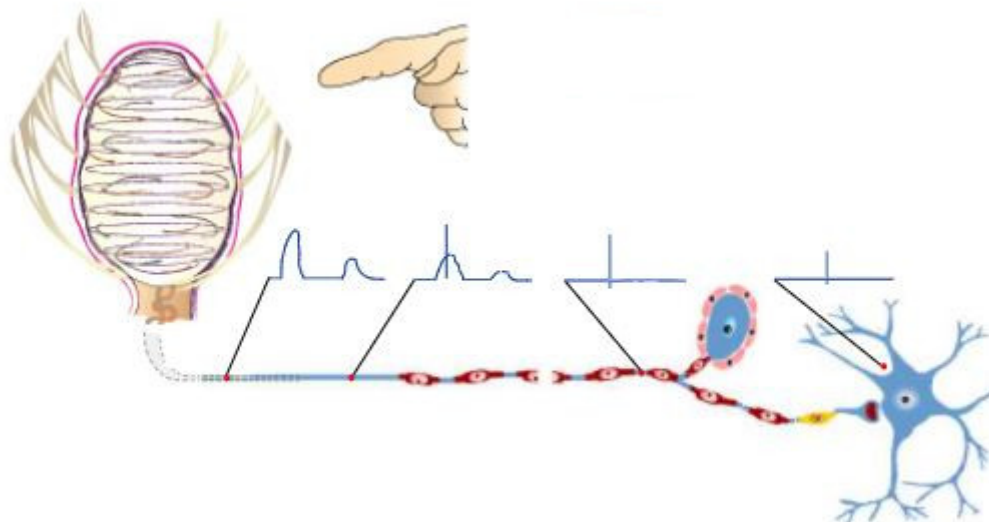
Obr. 1.3: Odezva Merkelových disků na mechanický podnět, převzato z [16]

už 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 impulz 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 mechareceptor 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 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. [16]



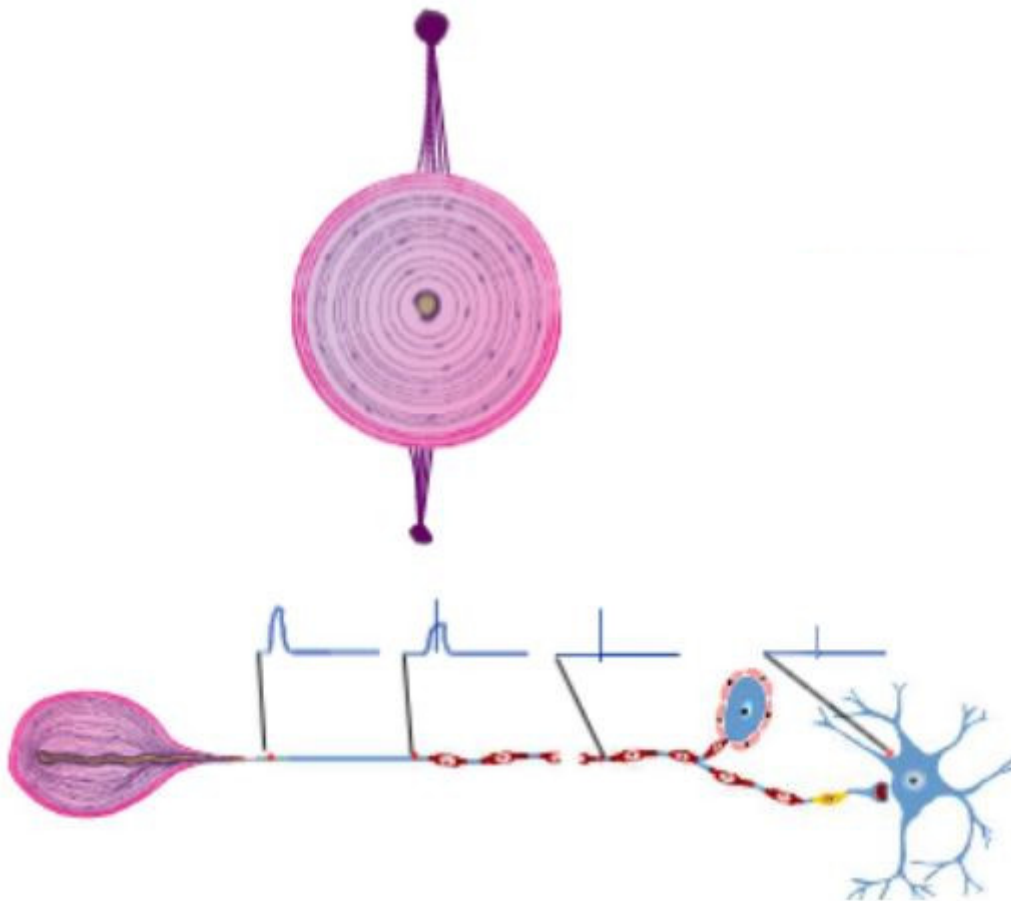
Obr. 1.4: Odezva Meissnerova tělíska na mechanický podnět, převzato z [16]

## 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 intereagujeme s okolím a vykonáváme pomocí nich různé operace. Nejcitlivější a zároveň nejvíce obratné jsou koncečky prstů. Jedná se o efektory pro mechanickou práci. Pomocí prstů jsme schopni manipulovat s věcmi a skenovat pomocí hmatu naše okolí. Ruka je schopna vykonat nespočet pohybů a gest. Kinematický model definuje končetinu na její základ, což je kostra. Každá kost, jež 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 takto 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 nejpoužívanější 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 s objektem.

### 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, jež navazují svaly



Obr. 1.5: Odezva Paciniho tělíska na mechanický podmět, převzato z [16]

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 dlaní. 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 antagonistu 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. [17]

## **Anatomie Kůže**

Kůže se skládá ze základních tří částí. Epidermis, derma, 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 nerovnoměrně. 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 prstu 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, jež mají obecně kůži tenčí, dokonce pouhých 0,019 g. [5]

Jednou ze součástí kůže je i ochlupení a nehty, které z kůže vyrůstají a přispívají 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 mechareceptor v oblasti čenichu.

### **1.1.3 Mechanické vlastnosti těla**

Pokud zmiňujeme pouze o nízkotlakový dotyk, má kůže 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 dočasné deformace můžeme pak nepřímo změřit deformaci 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. Energie, která deformovala mechareceptor, přichází z vnějšího faktoru. Například od jiného člověka, přírodního jevu ad. Druhý typ je, že aktivujeme hmat energií z těla. Něčeho se dotkneme. Tím deformujeme mechareceptory pomocí svalů.

Sílu, jež 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 tedy 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.

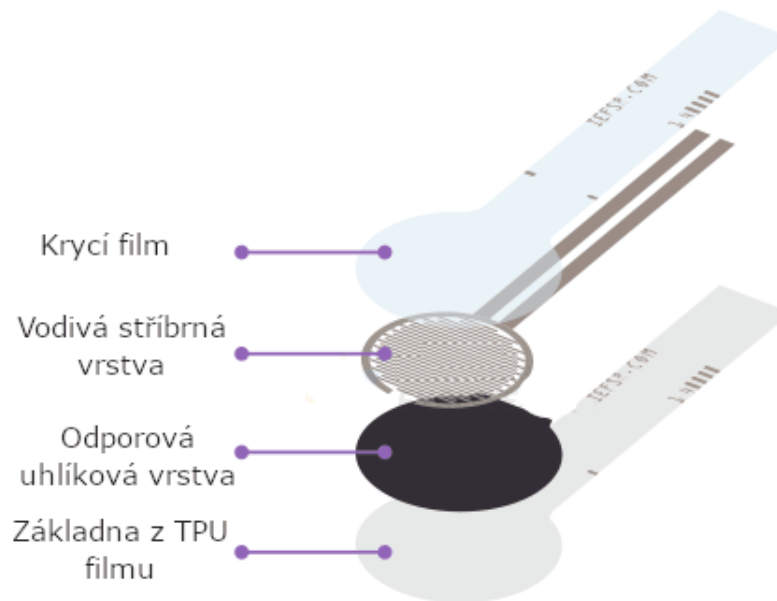
$$\sigma = E * \epsilon$$

### 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. [14]

#### **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 sensor je složen ze čtyř základních vrstev. První vrstva je izolační, 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

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 se zvětšující se styčnou plochou. Měřit sílu pomocí FSR senzoru lze různými způsoby, z nichž nejpoužívanější je měření výstupního napětí.

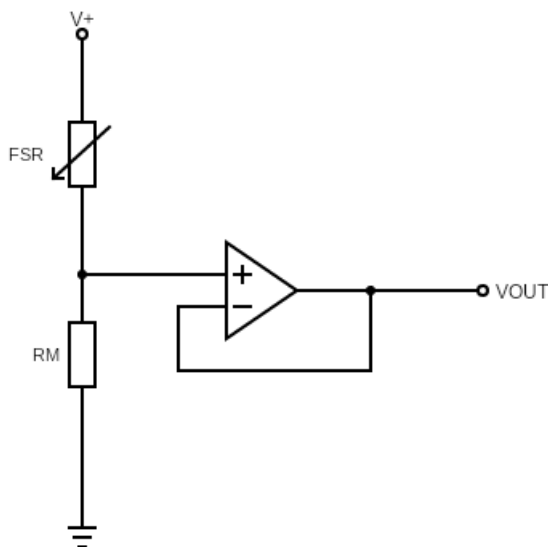
$$V_{OUT} = \frac{R_M * V_+}{R_M + R_{FSR}}$$

FSR senzor je zapojen podle schématu na obrázku 1.7.

Další nevýhodou tohoto detektoru je definovaná senzitivní plocha. Pokud má síla plochu působení větší, nebo srovnatelnou se senzorem, nastává problém, jelikož senzor takto působící sílu nedetekuje. Síla musí tedy působit výhradně na sensorickou část FSR. Křivka odporu v závislosti na síle není úplně lineární a má určitý aktivační práh, tento práh je poměrně malý, přibližně 0.2 N, což odpovídá zhruba 20 g zatížení na sensorickou část. [8]

## Tenzometr

Jedná se o elektrotechnickou pasivní součástku převádějící deformaci, respektive roztahení měřeného tělesa na elektrický odpor. Jeho využití při detekci doteku je tedy vázáno na flexibilní povrch končetiny. Tohoto se dá využít, pokud je protéza potažena gumou anebo jinou roztažnou látkou, jež by se při doteku nebo působením



Obr. 1.7: Schéma možného zapojení FSR, převzato z [8]

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 roztažnost materiálu než na přímou detekci tlaku. Při vhodně zvoleném mediu je však možné ho pro tyto účely použít.

### Siloměry

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

**Hydraulický** Tyto detektory využívají Pascalova zákona a aplikují tento zákon do praktického využití. Pascalův 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. Ideální kapalina je nestlačitelná a má dokonale viskózní vlastnosti, takže pokud na tento systém působí tlak, jeho odezva je přímo úměrná 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.

**Piezelektrický** Senzor je založený na piezelektrickém 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 piezelektrického jevu se začíná hojně využívat ve všech oborech. Největší výhodou tohoto jevu je jeho rozměr. To umožňuje vytvořit jak aktivní mechanickou součástku jakékoliv velikosti, tak naopak pasivní detekční systém.

**Indukční** Tento typ snímače je postaven na detekci změny indukce v důsledku pohybu feromagnetického jádra a následné změny indukce mezi cívkami okolo jádra. Jedná se vesměs o solenoid, neboli přenos pohybu na změnu magnetického pole a následně elektrického proudu. Nevýhodou tohoto typu detekce je dosti velká senzorická jednotka. Z důvodu dlouhé detekční dráhy je indukční typ pro náhradu hmatu méně vhodný.

**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 změnilly svoji kapacitanci. Tato kapacitance je měněna jakožto přímá závislost na velikosti stresu. Tento kondenzátor má výrobcem danou hodnotu kapacitance za normálních podmínek. Při vyvinutí nadstandardního tlaku na součástku se tato kapacitance změní, a je tedy možné sekundárně detekovat pomocí závislosti kapacitance na tlaku velikost mechanického stresu.

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

### **Alternativní měřiče**

Za alternativní měřiče lze považovat veškeré systémy vzniklé za účelem vylepšení senzitivity 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 simulující kůži, 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 nejpřesnější detekce a rozlišení doteku. Pro dosažení nejlepších možných výsledků je klíčové, aby jednotlivé senzory detekovaly pouze danou oblast působení. Dále je nutné z hlediska minimální rozlišovací vzdálenosti zvolit co nejmenší rozměr jednotlivých detektorů. Anebo je implementovat jako jedinou vodivou vrstvu. Elastická vrstva pokrývající senzory slouží také mimo jiné jako ochranná vrstva detekčního hardwaru.

Další alternativní metoda detekce využívá skutečnosti, že pokud je elektromotor zatížen, působí proti jeho pohybu síla, zvyšuje se průtok proudu tímto motorem. V tom případě lze definovat souvislost protékajícího proudu s tlakem na jednotlivých prstech. Tato metoda však funguje, pokud se jedná o stisk; tudíž je nutné, aby končetina vykonávala práci, například sevření, nebo aktivní otevření dlaně. Protézy bývají většinou poháněny servomotory. Pokud je tedy servomotor v pohybu, je možné definovat, zda vyvíjí tlak proti nějakému tělesu, něco tlačí na pohybující se část končetiny, nebo jestli se jedná pouze o odpor vzniklý třením jednotlivých částí protézy. Na protézu tedy nepůsobí žádný externí podnět, který by bylo možné definovat jako dotek. Tato metoda se využívá i v jiných aplikacích pro detekci tlaků a překážek v mechanických zařízeních. Velkou výhodou této metody je fakt, že není potřeba žádných senzorů, a tudíž odpadá problematika připevnění a umístění senzoru. Avšak pro dotek mimo pracovní dobu servomotorů je tato technika naprosto inertní.

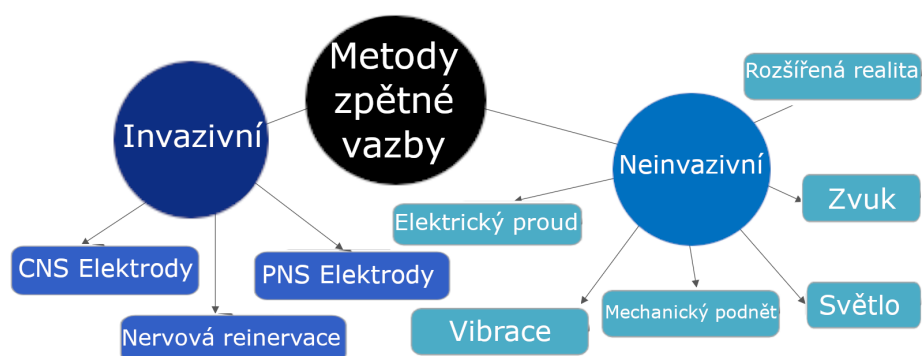
### 1.3 Zpětná vazba pro protézu

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 absence končetiny ztracena reflexe na bázi mechareceptorů 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 určována přesná poloha končetiny, jelikož prostřednictvím biologických poloho-receptorů nelze definovat polohu ruky přesně, zejména pokud je tuto polohu nutné určit vzhledem k definovanému vnějšímu objektu. V tomto případě je funkce poloho-receptorů nulová. Při fyziologických podmínkách jsou tedy dva způsoby reflexe pro horní končetinu: nervový (souhrn všech mechareceptorů) 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 neefektivněji nahradit, spousta těchto pokusů byla testována za účelem nalezení neefektivnější 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.[19]

V základu se dá rozdělit zpětná vazba na dva 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 pseudodotyk 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 [19]

### 1.3.1 Haptická poziční zpětná vazba

Jednou ze základních 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. Uvedený 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. Je to naprosto dostačující při manipulaci s předměty elastickými, avšak u tvrdých a křehkých předmětů vzniká problém; pokud nastane deformace, dochází k nenávratným změnám, anebo rovnou k destrukci daného předmětu, a je již pozdě pro jakoukoli regulaci sil. V opačném případě může dojít k upuštění předmětu při jeho zvedání a manipulaci. Prakticky se nabízí připevnit řadu světelných diod pro každý prst odstupňovanou od nejméně agresivní barvy až pro nejagresivnější barvu. Každému prstu tedy bude náležet jedna řada po pěti diodách zobrazujících intenzitu úchopu a jeho lokalizaci. Tyto diody se umístí na proximální část protézy ideálně v oblasti předloktí tak, aby byl pacient schopen tyto elektrody pozorovat periferním viděním. Zde ovšem nastává problém v barevném rozlišení, jelikož od žluté skvrny oka periferně ubývá množství čípků, jež 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.



### 1.3.3 Zvuková

Elegantní způsob náhrady doteku je převedení úrovně tlaku na zvukovou složku. Na zvukové podněty je člověk schopný reagovat velmi rychle a je vůči nim dosti citlivý. Tento způsob byl již použit jakožto náhrada barvosleposti. Výhodou je, že pomocí výšky tónu lze velice jednoduše definovat velikost tlaku. S pokročilejší audiotchnikou 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 její zvukové frekvenci, za následek zhoršení sluchu. [19]

### 1.3.4 Mechanická

Pokud bychom se chtěli doteku více přiblížit, 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 velikosti mechanického stresu byla distribuována pomocí servomotorů nebo lineárních motorů a 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 anebo 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 nevýhodou je také menší citlivost a problém s lokalizací 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 zaznamenala. Tato

metoda se však liší tím, že místo klasického doteku a jeho stimulování pomocí vyvínutí 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 tomu 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. [21]

### 1.3.5 Elektrická

Předání informace o síle na umělé končetině je možné rovněž 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. Nervově neinvazivní elektrody typu CUFF jsou vůči nervu kruhově obtočeny a snímají z nervového vlákna elektrické signály nebo vysílají stimulační impulzy. [15, 23] Mezi invazivními elektrodami se používají například regenerativní nebo intra-fascikulární elektrody.[6] Pro předání informace lze využít transkutánní elektrickou nervovou stimulaci (TENS). Tato metoda se využívá ke stimulaci nervů skrze kůži, a tudíž není nutné žádného chirurgického zákroku. V praxi se TENS využívá zejména jako terapeutický nástroj, avšak při vyšší intenzitě signálu jej lze využít jako informační prostředek pro náhradu hmatu. [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. Tato část zastupuje mechareceptory umístěné v kůži a podkoží. 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. S ohledem na výhody a nevýhody jednotlivých typů efektorů pro přenos informace pacientovi byl zvolen kombinovaný přenos pomocí

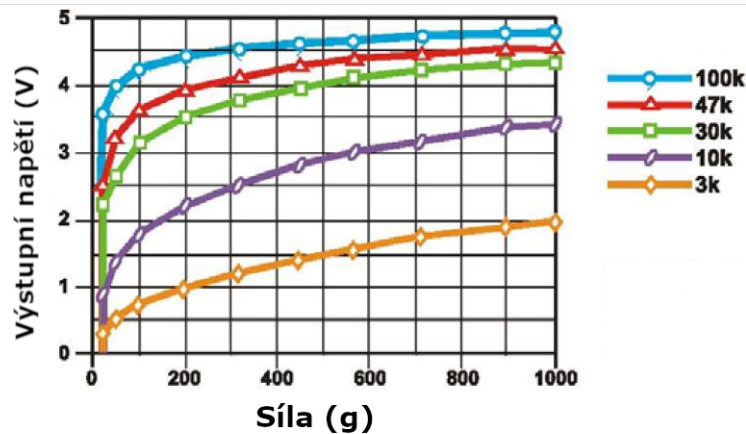
vibračních motorků a světelných diod. Vibrační motorky mají za úkol zejména předání informace o poloze tlaku a led diody následně zobrazit velikost působené síly. Celý systém byl navržen tak, aby jej bylo možné implementovat na již vytvořenou aktivní protézu s ohledem na volné vstupy a výstupy systému protézy.

### 1.4.1 Senzorická část

Výběr senzoru pro snímání tlaku z protézy je závislý zejména na velikosti. Tím se množina použitelných senzorů zmenší víceméně pouze na FSR senzory a fóliové 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 funkčně konstantně téměř v jakémkoli prostředí. Co se týká přesnosti, tenzometr je o něco přesnější, avšak vzhledem k omezenému počtu výstupů (zobrazení) je přesnost FSR senzoru naprosto dostačující. FSR senzor byl upřednostněn oproti fóliovému 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, měření došlapu chodidla a i na základní měření síly doteku. Jednoduchá implementace do konečků prstů bez nutnosti větších úprav je velkou výhodou a tudíž je snadné jej při poruše nahradit nebo v případě potřeby poupravit.

Zapojení FSR senzoru je možné ve více variantách. Pro tuto konkrétní aplikaci bylo zvoleno jednoduché zapojení s referenčním rezistorem v napěťovém děliči. Referenční rezistor mírně ovlivňuje průběh výstupního napětí v závislosti na působící síle na FSR. Jak můžeme vidět na obrázku 1.9, průběh funkce není lineární, z čehož vyplývá, že přesnou velikost síly je podle napětí těžké definovat. Pokud chceme co nejvíce lineární křivku při nízkých hodnotách, je nutné zvolit menší odpor referenčního rezistoru, jako je vidět u rezistoru  $3k\ \Omega$ . Zde jsou i nízké tlaky téměř lineárně zastoupeny napětím na děliči.

Jak je vidět na obrázku 1.7, výstup je veden pomocí zesilovače v zapojení napěťového sledovače do konečného výstupu. Podle dokumentace je odpor FSR součástky v nezátíženém stavu větší než  $10\ M\Omega$ . Tím je zaručena hodnota napětí blížící se k nule, pokud na senzor nepůsobí žádná síla. Zesilovač zde vystupuje zejména jako bezpečnostní prvek. Jelikož nemůžeme definovat velikost odporu na FSR pro každé jednotlivé zatížení a tento průběh je pouze aproximován, je použití zesilovače žádoucí, nehledě na situaci, kdyby byl senzor poškozen a došlo by ke zkratování obvodu.



Obr. 1.9: Charakteristika napětí FSR na síle při zapojení do děliče napětí, převzato a upraveno z [8]

### 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. Poté je digitální signál zpracován mikroprocesorem. Veškeré následující zpracování probíhá na číslicové úrovni v podobě digitálních dat, ať už se jedná o nastavení nulových hodnot senzoru, nastavení prahových hodnot, ukládání a odečítání. Práce s informacemi je tedy prováděna v programovacím jazyku Python.

#### MCP3008-AD převodník

MCP3008 je rozšířený a cenově dostupný desetibitový analogově digitální 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 200 ksps. 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 zpomalila by se i frekvence samotného systému.

## Raspberry Pi-Mikroprocesor

Tato část se skládá z řídicí jednotky Raspberry Pi 2 B. Komponenta 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 450 MHz. Deska je opatřena 40 piny GPIO pro zapojení elektrických obvodů a dalších komponentů. Dále jsou k dispozici 4 USB porty pro připojení dalších periferních zařízení. Jako zdroj slouží externí 5 V adaptér 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. Motorčky jsou vyrobeny pro napájecí napětí 3.3 V a maximální rotaci 13 000 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 LED pásku od firmy Seeed. Tento LED pásek s deseti segmenty je určen zejména pro světelnou signalizaci stavu baterie, nebo vytížení CPU. Proto je sestaven z 8 zelených diod, jedné oranžové a jedné červené. Toho lze využít i v zobrazování velikosti působící síly. LED pásek je ovládán pomocí čipu MY9221.

### 1.4.4 Bezpečnostní prvky obvodu

Do obvodu bylo nutné přidat ochranné prvky z bezpečnostních důvodů a pro správnou funkčnost. Prvním prvkem jsou diody zapojené tak, aby se generovaný proud pomocí setrvačnosti, nebo rekuperovaný proud z náhodných pohybů nedostával do řídicí jednotky a nezpůsobil její poškození.

Dalším prvkem je zapojení spínacích tranzistorů typu MOS-FET. Jedná se o spínací prvek pro ovládání vibračních motorků. Vzhledem k tomu, že programovatelné piny řídicí jednotky RP mají maximální proudovou zátěž nastavenou na 16 mA, mohlo by při roztáčení a proudových pících docházet k vyšším proudovým hodnotám, a tím pádem by mohlo dojít k poškození RP. Díky spínacím tranzistorům IRLML2803TRPBF je možné napojit zátěž přímo na 3V3 pin řídicí jednotky, který má proudový výstup o něco vyšší a navíc je částečně chráněn proti přepětí. Před

gate vstupem tranzistoru jsou zapojeny dva rezistory. První  $200 \Omega$  rezistor slouží jako omezovač proudu, který může dosahovat vysokých hodnot v závislosti na kapacitanci tranzistoru. Kapacitanci mírně ovlivňuje napětí na Drain-Source pinech. V tomto konkrétním případě je rovno  $3.3 \text{ V}$ . Typická hodnota vstupní kapacitance podle dokumentace dosahuje  $85 \text{ nF}$ . Druhý  $3\text{k}\Omega$  rezistor vykonává funkci pull-down rezistoru. Tento rezistor ideálně udržuje napětí na Gate pinu tranzistoru pouze na dvou hodnotách:  $0 \text{ V}$  a  $3.1 \text{ V}$ . Jejich pomocí se snažíme simulovat logické operátory 1 a 0. Tudíž napětí by nemělo dosahovat hodnot jiných než definovaných.

Posledním prvkem zařazeným do této sekce je operační zesilovač TLC27L4CN. Tato součástka má za úkol galvanicky oddělit signál získávaný na FSR a signál, jenž je čten pomocí řídicí jednotky. Zesilovač je zapojen jako sledovač napětí, tudíž zisk na signálu je roven 1 a signál, jenž vchází do zesilovače, je napětově totožný se signálem na jeho výstupu.

## 2 Výsledky studentské práce

### 2.1 Navržený systém

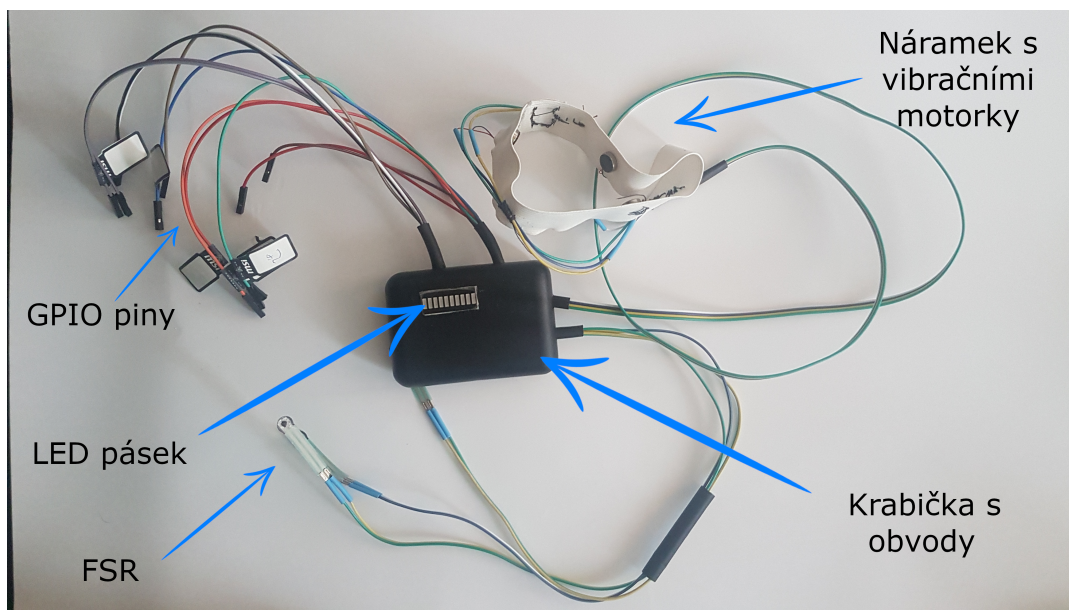
Samotné zařízení má čtyři základní části. První část je senzoričká. Jedná se o gumové čepičky a samotné FSR. Z této části je veden signál do samotného zařízení, které obsahuje zesilovač, analogově digitální převodník a pájené obvody. Přímo na krabičce zařízení je zabudován vizuální výstup v podobě LED pásku jakožto třetí část. Poslední část je náramek s vibračními 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 čepičky, které jsou snímatelné 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, ukazovák a prostředník. Jelikož tyto prsty jsou ergonomicky uzpůsobeny, aby vykonávaly většinu práce, zbylé dva potom slouží zejména jakožto korekční. Tím je myšleno, že zajišťují pevnější úchop a jeho větší stabilitu ad. Toto lze pozorovat i na tříosých úchopových systémech, kde je pro úchop používáno pouze tří prstů. Problémem u těchto úchopů je nižší stabilita, jelikož se jedná o úchop bodový, zatímco úchop všemi prsty je osový, tudíž je možné lépe detekovat tlaky, jež těleso na ruku vyvolává, zejména potom rotační a spinové.

#### 2.1.1 Senzorická část

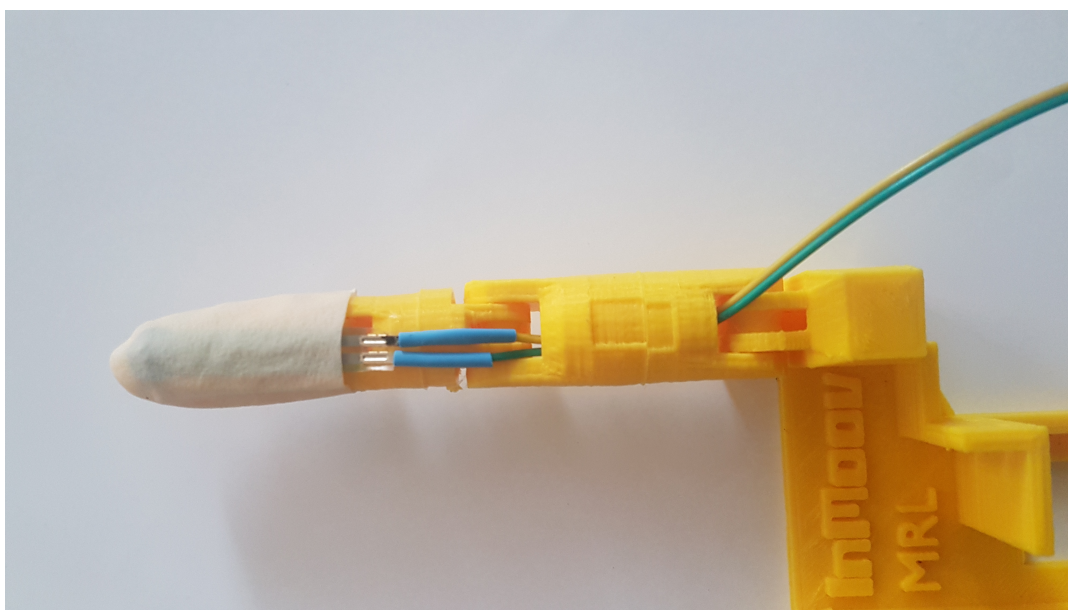
Senzorická část je provedena v podobě čepičky, která se nasadí na daný prst. Primární část zájmu je vnitřní strana prstu (bříško). Tato část je mechanicky neaktivnější a podílí se na většině motorických úkonů. Proto je zde umístěn samotný senzor. Avšak změny tlaků jsou snímány částečně po celém obvodu prstu díky elastické čepičce a způsobu připevnění senzoru k protéze. Senzor je přilepen pomocí oboustranné lepicí pásky, která má elastický charakter. To způsobuje na jednu stranu tlak na senzor, i pokud dotek nepůsobí přímo na samotný senzor, a na druhou stranu vytváří vhodnou podložku, co se týče jak přichycení, tak i samotné detekce.

#### 2.1.2 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



Obr. 2.1: Systém zpětné vazby

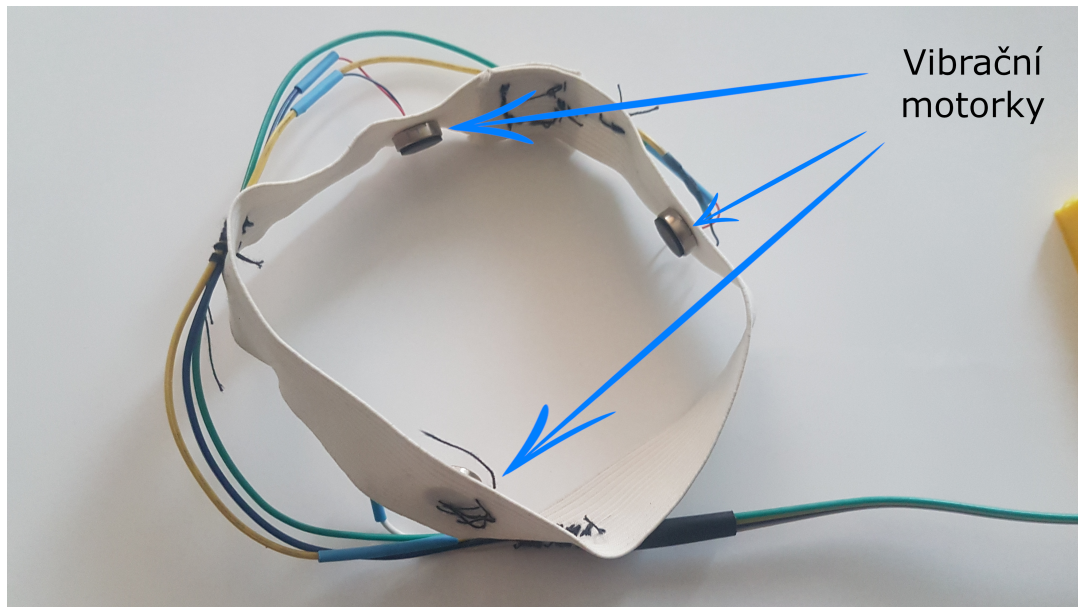


Obr. 2.2: senzor na prstu INMOOV

paži, pokud se na předloktí nacházejí svalové elektrody pro ovládání protézy. Tyto dva výstupy byly zvoleny zejména kvůli nízkému omezení pacienta při používání protézy. Pomocí vibračních motorků se teoreticky pouze přenese informace o doteku na jiné místo, kde jsou biologické receptory neporušeny. To přináší částečný pocit přirozenosti při používání a je celkem jednoduché si na tento signál zvyknout. LED



pásek na druhou stranu přináší pouze doplňkovou informaci o velikosti působené síly. Nehledě na to, že pro předání informace je nutná pacientova pozornost a soustředěnost a vzhledem k vyššímu zpoždění je LED pásek pouze informativního charakteru. Ke komunikaci byla využita knihovna původně vytvořená pro micropython. [13]



Obr. 2.3: náramek s vibračními motorky

## 2.2 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 nepříjemné a závadějící.

Testována byla také schopnost reakce samotného pacienta na podnět. To bylo provedeno na dobrovolnících a celé testování spočívalo pouze na stisknutí tlačítka, jakmile zaznamenají vibrace oznamující dotek na protéze, nebo zaregistrují rozsvícení LED pásku.

Poslední část testování spočívala v uchopování různých věcí a vyhodnocení výstupních dat ze systému simulujícího dotek. Pro testování bylo použito jablko, tenisový míček, florbalový míček a kelímek.

### 2.2.1 Zpoždění systému

Testována byla rychlost proběhnutí jednotlivých funkcí systému. První byla změněna 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 2.1, tato část má naprosto minimální zpoždění v digitální části systému. Z důvodu, že MCP3008 nečte 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 měřenou 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 spínač mezi vysokou a nízkou úrovní napětí. Zde tedy žádné zbytečné zpoždění v systému nevzniká.

Poslední testovanou částí byla funkce pro interpretaci dat pomocí LED pásku. Zde nastalo největší zpoždění. To je způsobeno tím, že komunikace s LED páskem 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 zaznamenáváme maximální zpoždění, dosahovala okolo 0.5 s. Zpoždění 0.5 s je 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 skrze LED pásek je dosti pomalé, ale nezpomaluje celý systém, jelikož je tato funkce spuštěna nezávisle. Jak již bylo zmíněno, odezva je také důležitým faktorem pro obnovovací frekvenci, a to hlavně pro to, že čím dříve celá smyčka proběhne, tím dříve se odečtou znovu hodnoty ze senzorů a frekvence zobrazování se zvýší. Při spuštění dvou nezávislých programových smyček, jednu pro zobrazování pomocí LED pásku 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 LED pásku byly hodnoty podstatně 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 cykly zůstaly na sobě závislé, sys-

	Senzorická část	Vibrační motorky	LED pásek	Celkem
Zpoždění [s]	0.000763	0.000026	0.471695	0.472505

Tab. 2.1: Tabulka zpoždění

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

Tab. 2.2: Tabulka hmotností

tém 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 pacientovi s minimálním zpožděním. Kompetitivní spouštění funkcí není vždy rychlejší než lineární, avšak zde je tento proces velice žádoucí a celkově zrychluje jednotlivé části systému.

### 2.2.2 Citlivost systému

V dalším kroku byla otestována prahová hodnota pro jednotlivé části prstu. Nejmenší práh byl naměřen na senzorické části bříška. 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, 50 g. Při testování byla závaží umísťována na jednotlivé části prstu. Minimální práh systému byl stanoven na 5 g v nejsenzitivnější části detekce. Toto měření demonstruje tabulka 2.3, kde jsou vyneseny testované hmotnosti a následně je definováno, zda byly detekovány na daném místě či ne. V tabulce číslo 2.2 je následně zobrazena hmotnost jednotlivých předmětů běžně využívaných v každodenním životě pro porovnání 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

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

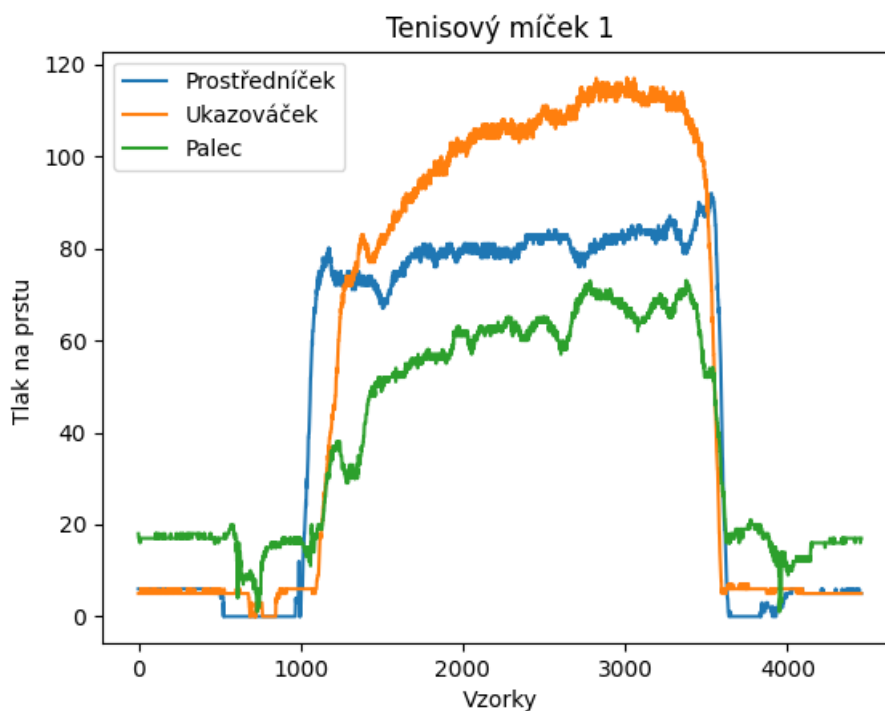
vyvíjeným na předmět samotnou protézou. Tento tlak je ovlivňován pacientem. Tlak jemného doteku se přitom pohybuje od 6 do 20 g. Tím pádem při používání aktivního doteku jsou systémové specifikace naprosto dostačující. Nehledě na fakt, že detekce je zaměřena z velké části na úchop těles. Další polehčující 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 protéza má zabudovaný systém pro regulaci síly, 5 g je naprosto dostačující hranice pro veškerou práci s regulováním síly. Velikost tlaku 5 g 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 hranicí tlaku 5 g.

### **2.2.3 Testování v úchopu**

V poslední části byla zpětná vazba testována přímo na náhradní protéze. Jednalo se o jednoduché úchopy věcí a následné vyhodnocování zpracovaného úchopu systémem pro detekci doteku. Systém byl implementován na ukazovák, palec a prostředník. 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, materiálem tělesa a pozicí tělesa v dlani. Všechny tyto faktory ovlivnily výsledky jednotlivých testování. Systém každé těleso správně zaznamenal a detekoval dotek, avšak nebylo možné rozlišit tlak na jednotlivých prstech z důvodu, že LED pásek ukazuje pouze jednotlivé hodnoty ze všech snímaných kanálů a nerozlišuje, z kterého kanálu signál přišel. Kvůli tomuto problému bylo možné určit pouze největší tlak, avšak nebylo možné jej přiřadit k prstu, na kterém vznikl. Na obrázku 2.4 je vidět průběh naměřených hodnot při sevření tenisového míčku v dlani. Každá z křivek reprezentuje senzor z jednoho prstu. Jak je vidět, tlak na prstech se měnil v průběhu kontrakce prstů a není totožný pro každý prst.

### **2.2.4 Testování reakcí pacienta**

Pro změření reálného zpoždění systému bylo provedeno testování zahrnující reakci člověka. Toto měření spočívalo v detekci tlaku pomocí řídicí jednotky a zapsání času detekce; systém následně čeká na odpověď člověka, která je zprostředkována pomocí tlačítka. Jakkmile dobrovolník zaznamená signál ať už pomocí vibrační zpětné vazby z náramku s vibračními motorky, nebo LED pásku zmáčkne tlačítko a počítač spočítá



Obr. 2.4: Průběh úchopu tenisového míčku

dobu, která uběhla mezi detekcí a reakcí dobrovolníka. Průměrná reakční doba na vizuální podnět podle [10] je 180–200 ms. Odezva na dotek je potom zpožděna okolo 155 ms. Podle některých studií je odezva na dotek dokonce i rychlejší než odezva na audiopodnět. [7]. Měření proběhlo pro každého testovaného osmkrát. V tabulce 2.4 je následně zobrazen průměr a směrodatná odchylka časů odezvy pro každého testovaného. Oranžově je zvýrazněn průměr a směrodatná odchylka ze všech naměřených hodnot. Testování byli muži ve věku 18, 17, 21, 50 a 23 let. Pořadí výčtu věku odpovídá číslům osob. Výsledky jsou ovlivněny hlavně rozdílnou reakční dobou testovaných osob, různou senzitivitou na vibrace, ale také mohla sehrát úlohu nedostatečná pozornost. Celková vyšší odezva u všech testovaných je způsobena tím že vibrační pásek je umístěn na předloktí, které je méně citlivé. Zároveň je v měření zahrnuto zpoždění systému při přenosu informace ze senzorů na výstup. Z výsledků můžeme vidět, že průměrná rychlost reakce na předaný signál je 0.5 s, což je poměrně krátká doba a pacienta by toto zpoždění nemělo omezovat při vykonávání každodenních činností.

měření	1	2	3	4	5	6	7	8	SD	průměr
osoba 1	0.596	0.733	0.611	0.764	0.532	0.676	0.570	0.574	0.078	0.632
osoba 2	0.453	0.478	0.585	0.461	0.603	0.608	0.463	0.542	0.063	0.524
osoba 3	0.438	0.395	0.346	0.390	0.383	0.436	0.363	0.374	0.030	0.391
osoba 4	0.596	0.640	0.650	0.668	0.640	0.568	0.709	0.543	0.051	0.627
osoba 5	0.398	0.434	0.449	0.385	0.396	0.339	0.392	0.359	0.034	0.394
celkem									0.119	0.513

Tab. 2.4: Čas reakce jednotlivých lidí na tlak na protéze

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

Tab. 2.5: Výsledné hodnoty systému

## 2.3 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 5 g, 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 vyvinutého tlaku. Co se týká maximální snímané hodnoty tlaku, je systém schopný detekovat maximálně něco okolo 50 N. 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. Navíc 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 probána problematika smyslu doteku a bylo nahlédnuto na biologický systém detekce, zpracování a předání informace o tlaku na končetinu. Byl popsán systém 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 vytisknuté podle 3D modelu open-source InMoov [9] v rámci diplomové práce Ing. Štěpána Brázdila ŘÍZENÍ AKTIVNÍ PROTÉZY HORNÍ KONČETINY. [4]

V podkapitole 1.3 této 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 specifikace byl následně navržen systém částečně nahrazující smysl doteku. Byl navržen tak, aby byl kompatibilní s RP řídicí jednotkou, na které je postavena i umělá končetina. Navržené zařízení využívá MCP3008 A/D převodníku a FSR, jakožto senzoru síly. Pro předání samotné informace byly použity vibrační motorčky a segment LED pásku. Dotek je tedy zprostředkován jak vibracemi, tak světelnou signalizací. LED pásek je určen primárně k předání informace o velikosti působené síly a vibrační motorčky mají jako hlavní funkci co nejrychlejší 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 LED pásku, která měla vyšší čas odezvy. Tento problém byl částečně vyřešen spuštěním paralelního skriptu pro LED pásek, aby tak nezpomaloval zbytek systému. Citlivost systému byla naprosto dostačující pro běžné operace a úchopy, které jsou prováděny v každodenním životě. Následně byla zpětná vazba odzkoušena na dobrovolnících, kde každý z testovaných reagoval na zaznamenaný podnět stiskem tlačítka, a byla měřena reakční doba na výstupy zařízení. V posledním kroku testování byla zpětná vazba testována na úchopech věcí protérou. Úchop byl testován na jablku, tenisovém míčku ad. Odpověď na úchop byla dostačující, až na fakt, že nebylo možné definovat konkrétní 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 omezena. Otázkou by bylo, jak při vyšším počtu senzorů zajistit, aby byl prezenční systém dostatečně jednoduchý, přehledný a příjemný i po celodenním po-

užívání. Splnitelnost těchto podmínek je však zatím s rostoucím objemem předávaných informací velice problematická.



# Literatura

- [1] AL-HANDARISH, Yousef, Olatunji Mumini OMISORE, Tobore IGBE, Shipeng HAN, Hui LI, Wenjing DU, Jinjie ZHANG a Lei WANG. A Survey of Tactile-Sensing Systems and Their Applications in Biomedical Engineering. *Advances in Materials Science and Engineering*. 2020, 2020, 1-17 [cit. 2021-7-30]. ISSN 1687-8434. Dostupné z: doi:10.1155/2020/4047937
- [2] 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%3AGeneral\\_Biology\\_\(Boundless\)/36%3ASensory\\_Systems/36.2%3ASomatosensation/36.2A%3ASomatosensory\\_Receptors](https://bio.libretexts.org/Bookshelves/Introductory_and_General_Biology/Book%3AGeneral_Biology_(Boundless)/36%3ASensory_Systems/36.2%3ASomatosensation/36.2A%3ASomatosensory_Receptors)>.
- [3] BRÁZDIL, Š. Multikanálové zpracování EMG signálu pro rozpoznávání gest. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 59 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.
- [4] BRÁZDIL, Štěpán. Řízení aktivní protézy horní končetiny. Brno, 2020. Dostupné také z: <<https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/126828>> Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D
- [5] DAHIYA, R.S., G. METTA, M. VALLE a G. SANDINI. Tactile Sensing—From Humans to Humanoids. *IEEE Transactions on Robotics*. 2010, 26(1), 1-20 [cit. 22. 11. 2020]. ISSN 1552-3098. Dostupné z: doi:10.1109/TRO.2009.2033627
- [6] 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>>.
- [7] Chan, Alan and Ng, Annie. (2012). *Finger Response Times to Visual, Auditory and Tactile Modality Stimuli. Lecture Notes in Engineering and Computer Science*. [online] 2196. 1449-1454.
- [8] 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](http://www.interlinkelectronics.com)>.

- [9] Inmoov: Open-source 3D printed life-size robot [online]. Dostupné z: <<https://inmoov.fr/>>
- [10] JAIN, Aditya, Ramta BANSAL, Avnish KUMAR a KD SINGH. A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students. *International Journal of Applied and Basic Medical Research*. 2015, 5(2) [cit. 2021-7-30]. ISSN 2229-516X. Dostupné z: doi:10.4103/2229-516X.157168
- [11] 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](http://www.sciencedaily.com/releases/2013/09/130916110853.htm)>.
- [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] micropython-my9221 <[https://github.com/mcauser/micropython-my9221/blob/master/my9221\\_test.py](https://github.com/mcauser/micropython-my9221/blob/master/my9221_test.py)>
- [14] MORET, J. Preface. *Sensors and Actuators A: Physical*. 51(1) [cit. 20. 12. 2020]. ISSN 09244247. Dostupné z: doi:10.1016/0924-4247(96)80040-9
- [15] 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>>.
- [16] 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>>.
- [17] PÁČ, Libor a Ladislava HORÁČKOVÁ. *Anatomie pohybového systému člověka*. Brno: Masarykova univerzita, 2009. ISBN: 978-80-210-4953-6.
- [18] University of Basel. "*Bacteria have a sense of touch.*" [online]. ScienceDaily. ScienceDaily, 26 October 2017. [cit. 25. 10. 2020]. Dostupné z URL:

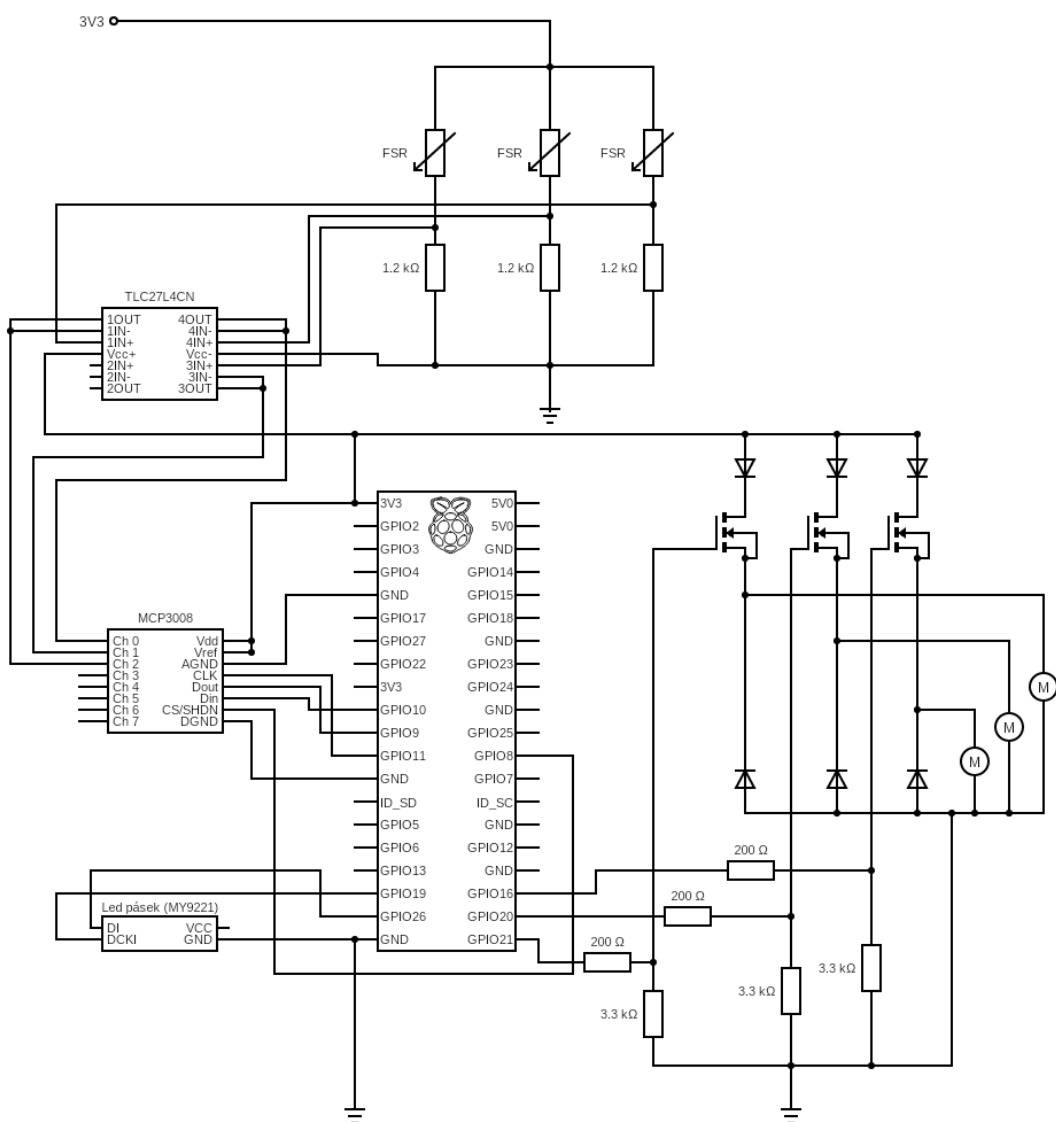
<<https://www.sciencedaily.com/releases/2017/10/171026142320.htm>>.

- [19] STEPHENS-FRIPP, Benjamin, Gursel ALICI a Rahim MUTLU. A Review of Non-Invasive Sensory Feedback Methods for Transradial Prosthetic Hands. IEEE Access [online]. 2018, 6, 6878-6899 [cit. 14. 12. 2020]. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2018.2791583
- [20] 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
- [21] WILKE, Meike Annika, Christian NIETHAMMER, Britta MEYER, Dario FARINA a Strahinja DOSEN. Psychometric characterization of incidental feedback sources during grasping with a hand prosthesis. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2019, 16(1) [cit. 2021-7-30]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-019-0622-9
- [22] 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
- [23] ZOLLO, Loredana, Giovanni DI PINO, Anna L. CIANCIO, et al. *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]. ISSN 2470-9476. DOI: 10.1126/scirobotics.aau9924

## Seznam symbolů, veličin a zkratek

<b>FSR</b>	Silově závislý odpor – Force Sensing Resistor
<b>CNS</b>	Centrální nervová soustava
<b>PNS</b>	Periferní nervová soustava
<b>e-skin</b>	Uměle vyrobená kůže napodobující vlastnosti biologické kůže
<b>TENS</b>	Transkutánní nervová stimulace
<b>GPIO</b>	Univerzální vstup/výstup – General-purpose input/output
<b>RP</b>	Raspberry Pi – Mikrochip
$R_m$	Referenční resistor
$R_{\text{FSR}}$	Odpor FSR senzoru

# A Schéma zapojení systému



## B Python skripty

Příloha obsahuje 5 kódů v programovacím jazyku Python. 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.

1. Jmenný seznam:
  - (a) main.py
  - (b) Led\_Pin.py
  - (c) my1.py
  - (d) tests.py
  - (e) test\_uchop.py

Skript main.py je hlavním a spouštěcím kódem. my.py je funkce pro komunikaci s čipem LED pásku MY9221. Tuto funkci vytvořil uživatel mcauser a poskytl na Githubu [13]. LED\_Pin.py je nástavba pro Raspberry Pi pro ovládání LED pásku. Kód tests.py sloužil při testování zpětné vazby na dobrovolnících. Testování proběhlo pomocí RP a naměřené hodnoty byly následně zpracovány a vneseny do tabulky. Poslední soubor test\_uchop.py byl použit při testování senzitivity úchopu věcí.

## C Data z testování věcí v úchopu

Grafy, jenž byly vytvořeny z naměřených dat na senzorech při testování úchopu.

