VYSOKÁ ŠKOLA POLYTECHNICKÁ JIHLAVA

Aplikovaná technika pro průmyslovou praxi

SESTROJENÍ JEDNODUCHÉHO ELEKTROMYOGRAFU (EMG) A JEHO POROVNÁNÍ S EMG DELSYS

Bakalářská práce

Autor práce: Vojtěch Kuřátko

Vedoucí práce: Dr. Ing. Vlastimil Vondra

Jihlava 2025

Vysoká škola polytechnická Jihlava

Tolstého 16, 586 01 Jihlava

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Autor práce:	Vojtěch Kuřátko		
Studijní program:	Aplikovaná technika pro průmyslovou praxi		
Obor:	Aplikovaná technika pro průmyslovou praxi		
Garant studijního programu:	doc. Ing. Radek Kolman, Ph.D.		
Název práce:	Sestrojení jednoduchého elektromyogramu (EMG) a jeho porovnání s EMG Delsys		
Vedoucí práce:	Dr. Ing. Vlastimil Vondra		
CÎl práce:	Cílem bakalářské práce je návrh a sestrojení jednoduchého systému pro snímání povrchového elektromyogramu (EMG) a porovnání s EMG Delsys. Student také vytvoří algoritmus vhodný pro filtraci a další zpracování naměřených dat. Student realizuje měření svalové aktivity vybraných svalů, a to za pomoci sestrojeného EMG systému a také EMG Delsys. Naměřená data analyzuje a porovná.		

Abstrakt

Tato bakalářské práce se zabývá vytvořením levného a jednoduchého přístroje pro povrchovou elektromyografii, který dokáže měřit elektrickou aktivitu svalu při různých posilovacích cvicích. Po sestrojení a ověření správné funkčnosti přístroje proběhlo měření cviků na horní polovinu těla u dobrovolníků. Současně proběhlo měření na přístroji od firmy Delsys, který je umístěn na Vysoké škole polytechnické v Jihlavě. Výsledkem této bakalářské práce je statistické porovnání dat naměřených pomocí vlastního přístroje s mnohonásobně dražším přístrojem a závěrečné porovnání vhodnosti použití přístrojů pro různé cviky.

Klíčová slova

Povrchová elektromyografie; Matlab; akční potenciál; Delsys; EMG

Abstract

The topic of this bachelor thesis is construction of a cheap and simple surface electromyography device, which can measure the electrical activity of the muscle during various strengthening exercises. After constructing and programming the device, the exercises for the upper half of body were measured on seven volunteers. At the same time, the measurement was performed on a device from Delsys company, which is located in The Polytechnic University of Jihlava. The result of this bachelor thesis is a statistical comparison between measured data by the own device with much more expensive device and a final comparison of the suitability of the devices use for various exercises.

Keywords

Surface electromyography; Matlab; action potential; Delsys; EMG

Prohlašuji, že předložená bakalářská práce je původní a zpracoval jsem ji samostatně. Prohlašuji, že citace použitých pramenů je úplná, že jsem v práci neporušil autorská práva (ve smyslu zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů, v platném znění, dále též "**AZ**").

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje **AZ**, zejména § 60 (školní dílo).

Podle § 47b zákona o vysokých školách souhlasím se zveřejněním své práce podle Směrnice pro vedení, vypracování a zveřejňování závěrečných prací na VŠPJ, a to bez ohledu na výsledek obhajoby.

Beru na vědomí, že VŠPJ má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé bakalářské práce a prohlašuji, že **souhlasím** s případným užitím mé bakalářské práce (prodej, zapůjčení apod.).

Jsem si vědom toho, že užít své bakalářské práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠPJ, která má právo ode mě požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených vysokou školou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše), z výdělku dosaženého v souvislosti s užitím díla či poskytnutím licence.

V Jihlavě dne 16. dubna 2025

.....

Podpis studenta

Vysoká škola polytechnická Jihlava

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své bakalářské práce panu Dr. Ing. Vlastimilu Vondrovi za jeho ochotu, cenné rady, věnovaný čas, pomoc při konstrukci přístroje a odborné vedení. Dále bych chtěl poděkovat všem dobrovolníkům, kteří se zúčastnili měření a rodině za trpělivost při zpracování práce a finanční podporu.

Obsah

Seznam o	obrázků	7
Seznam t	abulek	
Seznam z	zkratek	9
Úvod		10
1 Teo	retická část	11
1.1	Historie EMG	
1.2	Anatomie svalu	
1.3	Elektromyograf	
1.4	Metody elektromyografie	
1.5	Artefakty a rušení signálu	
1.6	Zpracování a filtrace EMG signálu	
1.7	Používané povrchové EMG senzory a přístroje v praxi	21
2 Pral	xtická část	25
2.1	EMG systém Trigno Avanti	25
2.2	EMG senzor Grove	
2.3	Vytvoření algoritmu pro zpracování naměřených dat	27
2.4	Sestrojení vlastního EMG přístroje	
2.5	Prvotní testy a úprava přístroje	29
2.6	Měření frekvenční charakteristiky	30
2.7	Umístění elektrod	
2.8	Měřené cviky	
2.9	Průběh měření	
2.10	Porovnání dat z vlastního přístroje se senzorem Trigno Avanti	
Závěr		37
Seznam J	ooužité literatury	38
Přílohy		42

Seznam obrázků

Obr. 1: Struktura neuronu	12
Obr. 2: Graf akčního potencionálu	12
Obr. 3: Motorická jednotka	13
Obr. 4: Typy filtrů	15
Obr. 5: Metody elektromyografie	16
Obr. 6: Jehly pro měření EMG	16
Obr. 7: EMG senzor od firmy Delsys	17
Obr. 8: Povrchové gelové elektrody	17
Obr. 9: Graf rektifikace	20
Obr. 10: Graf vyhlazení signálu	21
Obr. 11: Myoware 2.0 Muscle Sensor	22
Obr. 12: Senzor DFRobot Gravity	23
Obr. 13: BTS FREEMG	23
Obr. 14: Allengers Scorpio	24
Obr. 15: EMG systém Trigno Avanti	24
Obr. 16: Umístění senzoru Trigno Avanti na sval	25
Obr. 17: Dokovací stranice pro senzory	
Obr. 18: EMG senzor Grove	
Obr. 19: Schéma zapojení EMG senzoru Grove	27
Obr. 20: TS jack konektor	29
Obr. 21: Sestrojený EMG přístroj	29
Obr. 22: Upravený EMG senzor	30
Obr. 23: Graf frekvenční charakteristiky v milivoltech	
Obr. 24: Zapojení elektrod pro sed-leh	32
Obr. 25: Zapojení elektrod pro bicepsový zdvih	33
Obr. 26: Příklad naměřeného EMG signálu	

Seznam tabulek

Tab. 1: Hodnoty pro frekvenční charakteristiku	30
Tab. 2: Porovnání naměřených hodnot při sed-lehu	35
Tab. 3: Porovnání naměřených hodnot při zdvihu kettlebellu	36

Seznam zkratek

VŠPJ	Vysoká škola polytechnická Jihlava
EMG	Elektromyografie
sEMG	Surface EMG (Povrchová elektromyografie)
EKG	Elektrokardiogram
RMS	Root mean square (Efektivní hodnota)
A/D	Analogově-digitální

Úvod

Elektromyografie je vyšetřovací metoda, která se využívá především v lékařství a také ve sportovním odvětví. Metoda zkoumá elektrickou aktivitu svalu při pohybu. Neustálým technologickým pokrokem se elektromyografie stává dostupnější pro uživatele, nové EMG systémy dokážou fungovat i bezdrátově a také se zlepšuje jejich přesnost a odolnost vůči vzniku šumu.

Teoretická část bakalářské práce je rozdělena do sedmi kapitol. Jednotlivé kapitoly se zaměřují stručnou historií EMG, základní anatomií svalu, popisem součástí elektromyografu, používanými metodami elektromyografie, možnými artefakty a šumem, dále zpracováním a filtrací EMG signálu a v neposlední řadě také používanými přístroji pro povrchovou elektromyografii v praxi.

Cílem této bakalářské práce je návrh a konstrukce vlastního přístroje pro měření povrchové elektromyografie, vytvoření algoritmu v programu Matlab, který bude sloužit pro zpracování naměřených dat. Naměřená data se následně statisticky porovnají s přístrojem od firmy Delsys, který se nachází na VŠPJ a jehož cena je mnohonásobně vyšší. Pro statistické porovnání přístrojů bylo využito pomoci pěti respondentů, u nichž se měřila elektrická aktivita svalů při posilovacích cvicích na horní polovinu těla. Výsledkem pak je porovnání vlastního přístroje pro povrchovou elektromyografii oproti profesionálnímu přístroji od firmy Delsys. Následně se podle dat určí, pro které cviky je možné využít levného přístroje a kde naopak vlastní přístroj není vhodný.

1 Teoretická část

Teoretická část se zaměřuje především na základní principy elektromyografie. Je zde popsána historie elektromyografie, současné metody jejího využití a přístroje používané pro tuto metodu v praxi. Dále se kapitola zaměřuje na anatomii svalu a také na zpracování, rušení EMG signálu a používané přístroje a senzory v praxi.

1.1 Historie EMG

První náznak toho, že by sval mohl vydávat elektrickou aktivitu, objevil Francesco Redi v roce 1666. Domníval se, že sval rejnoka elektrického produkuje elektrickou aktivitu. Toto tvrzení bylo prokázáno až o více než sto let později, konkrétně v roce 1773 britským vědcem Jonem Walshem, který zjistil že generovaná elektřina úhořovité ryby pochází ze svalové tkáně. Později se začalo zjišťovat, že by se dala elektrická aktivita zaznamenávat. V roce 1890 Étienne-Jules Marey vytvořil pojem elektromyografie. Od počátku 20. století se začala elektrická aktivita svalů měřit pomocí přístroje zvaný osciloskop. Měření se dále rozvíjelo a kolem roku 1950 se začaly používat zdokonalené elektrody dnešní podoby. Povrchová elektromyografie (sEMG) neboli také povrchová metoda byla zavedena pro léčbu v roce 1966 profesorem Curtisem D. Hardyckem a praktickými lékaři, kde se používá dodnes. Až v polovině 80. let 20. století se integrační technika v oblasti elektrod vyvinula natolik, že bylo možné sériově vyrábět přístroje dnešní podoby. Dříve se používaly pouze kabely, které byly náchylné na artefakty při mikrovoltových veličinách. Postupně se kabely nahradily vhodnými zesilovači, díky kterým se záznam z EMG výrazně zlepšil. (ConductScience, 2019)

1.2 Anatomie svalu

Sval je část lidského těla, bez kterého by člověk nebyl schopen vykonávat jakýkoliv pohyb, nemohl by dýchat, žvýkat ani polykat. Kosterní svalstvo tvoří převážnou část svalů v lidském těle. Sval je připojen ke kosti pomocí šlach. Kosterní svaly se dají zařadit mezi takzvané dobrovolné svaly, což znamená že člověk dokáže ovlivnit to, jak se svaly budou pohybovat a jak budou pracovat. Každý sval může obsahovat tisíce svalových vláken, které jsou obaleny různými typy pojivových obalů. (Bernaciková, Ph.D., 2012), (Skeletal Muscle, 2021)

1.2.1 Neuron

Zodpovědnost za vysílání a příjem signálu v lidském těle nesou neurony neboli nervové buňky. I přes skutečnost, že neurony mají podobné vlastnosti jako ostatní typy buněk, jsou svojí strukturou i funkcí jedinečné. Mezi hlavní části neuronu patří tělo (soma) a výběžky. Malé výběžky, které se nazývají dendrity, dokáží přijímat informace od jiných neuronů. Dlouhé výběžky nazývané také jako axony, zpracované informace předávají dalším buňkám, mezi které patří mimo jiné svalové buňky. Neurony používají k vysílání signálu akční potenciál. Struktura neuronu je detailněji popsána na obr.1. (Hammond, M.D. a kol., 2022), (Bernaciková, Ph.D., 2012)



Obr. 1: Struktura neuronu Zdroj: Hammond, M.D. a kol. (2022)

1.2.2 Akční potenciál

Je elektrický impuls, který vzniká jen když napětí depolarizace přesáhne hodnotu -55 mV, poté neuron spustí akční potenciál. Tato hodnota je také nazývána jako prahová hodnota. Akční potenciál (obr. 2) funguje na principu "všechno nebo nic", což znamená, že pokud hodnota nedosáhne prahové úrovně, akční potenciál neproběhne a vše se vrátí do původního stavu. Při prahové hodnotě dochází k otevření kanálů, kterými proudí sodíkové ionty směrem do buňky, aby se vyrovnal rozdíl v napětí. Ionty proudí takovou rychlostí, že dojde k takzvané depolarizaci, která zapříčiní vznik kladného náboje uvnitř buňky a vznik záporného náboje okolo buňky. Hodnota napětí postupně stoupá až dosáhne zhruba 40 milivoltů. Na této hodnotě se naopak otevřou napětím ovládané kanály pro draslík. Následně dochází k repolarizaci, při které se opět otočí náboj buňky. Napěťová hodnota draslíku se dostane až pod prahovou hodnotu, a to na méně než -70 mV. Tato fáze se nazývá hyperpolarizace. (Hanzlíková, 2021)



Obr. 2: Graf akčního potencionálu Zdroj: Khanna (2023)

1.2.3 Motorická jednotka

Jedním ze základních prvků lidského těla, díky kterému se může lidské tělo jakýmkoliv způsobem pohybovat je motorická jednotka (obr. 3), která se skládá ze dvou hlavních částí, a to nervové motorické buňky (motoneuron) a svalového vlákna. Počet svalových vláken v motorické jednotce se liší v závislosti funkce svalu. Pro jemné pohyby je počet svalových vláken menší než pro hrubší pohyby. Například okohybné svaly obsahují pouze kolem deseti motorických jednotek, zatímco svaly zádové mohou obsahovat až kolem dvou tisíc vláken na jednu motorickou jednotku. Jelikož jsou svalová vlákna rozložena v rámci celého svalu, může být při určitém napětí svalu, část motorických jednotek v klidu, zatímco jiné jsou aktivní. Při dalším pohybu začnou pracovat zase jiné motorické jednotky, tím dochází ke střídání aktivity jednotek při pohybech svalu. (Šorfová Ph.D., 2018)



2 .

1.3 Elektromyograf

Je přístroj, kterým lze měřit elektrickou aktivitu svalů. Přístroj musí mít co největší poměr mezi signálem a šumem, aby správně dokázal zaznamenávat EMG signál. Je zapotřebí aby elektromyograf dokázal zesílit elektrický signál ze svalu a zároveň dokázal potlačit šum okolí. Skládá se z několika částí, mezi které patří například elektrody, zesilovače, filtry, analogově digitální převodníky, ale také počítač, na kterém se data zpracovávají. (Tankisi a kol., 2020)

1.3.1 Elektrody

Podstatnou částí elektromyografu jsou elektrody. V praxi se nejvíce využívají dva základní typy elektrod, a to povrchové a jehlové. Povrchové elektrody jsou umístěny na kůži přímo nad měřeným svalem, zatímco jehlové elektrody se zavádějí přímo do svalu. (Tankisi a kol., 2020)

1.3.2 Diferenciální zesilovač

Je elektronický obvod nebo součástka, která má za úkol zesílit elektrický signál generovaný svalovou aktivitou. Hlavním principem tohoto typu zesilovače je zesílit rozdíl napětí mezi dvěma vstupními svorkami. Výhodou je, že diferenciální zesilovač dokáže zachytit i velmi malé signály, tudíž je vhodný pro měření EMG. (Tankisi a kol., 2020)

Mezi hlavní parametry diferenciálního zesilovače patří: (Teja, 2021), (Keshav, Chaudhary, 2019), (Fiore, 2022)

- Potlačení souhlasného signálu: Čím větší je tento poměr, tím kvalitnější zesilovač je a signály budou lépe zpracovatelné
- *Vstupní rozsah společného režimu:* Udává rozsah vstupních napětí na obou svorkách zesilovače
- *Diferenciální napěťové zesílení:* Je to schopnost zesilovače zesílit rozdíl napětí na vstupních svorkách
- *Šířka pásma:* Je to hodnota frekvenčního rozsahu, ve kterém dokáže konkrétní zesilovač pracovat
- Vstupní odpor: Impedance mezi dvěma vstupními svorkami
- *Vstupní offset napětí:* Je to napětí, které se může vyskytovat přímo na svorkách zesilovače. Nejčastěji se měří v milivoltech.

1.3.3 Filtr

Zpracovaný signál by měl být v ideálním případě zbaven nežádoucích složek signálů. V praxi toho téměř nelze docílit, proto se využívá filtrů, které tyto složky signálu dokáží odstranit. Filtry mohou být hardwarové nebo softwarové. Hardwarové filtry se dále dělí na dvě kategorie, a to na filtry aktivní a pasivní. Mezi aktivní prvky, ze kterých se filtry mohou skládat, patří například tranzistory nebo operační zesilovače. Pasivní filtry se skládají pouze z pasivních prvků, mezi které patří rezistory, kondenzátory a induktory. Pasivní filtry na rozdíl od filtrů aktivních nemají schopnost signál zesílit. (Baskar, 2023), (Davis, 2023)

Filtry se dále dělí na čtyři základní typy (obr. 4), a to:

Dolní propust: Filtr propouští pouze frekvence nižší, než je zvolená mezní frekvence. Signály s větší frekvencí, než je mezní, filtr potlačuje.

Horní propust: Tento filtr se chová opačně než filtr typu dolní propust. Filtr propouští signál s větší frekvencí, než je povolená mezní frekvence a signály s menší frekvencí naopak potlačuje.

Pásmová propust: Hlavní předností filtru je propustnost omezeného pásma frekvencí. Jiné frekvence mimo toto pásmo potlačuje. Konstrukce filtru vychází z kombinace horní a dolní propusti, které jsou spojeny sériově. Poté vzniká propustné pásmo. Tento typ filtru se v elektromyografii používá nejčastěji, a to z důvodu jeho dobrých vlastností a možnosti nastavení propustného pásma.

Pásmová zádrž: Filtr zadržuje nebo odmítá určité pásmo frekvencí. Je také konstruován za pomoci filtru horní propust a dolní propust, s tím rozdílem, že jsou filtry zapojeny paralelně. To způsobuje, že frekvence v zádržném pásmu jsou potlačeny.



Obr. 4: Typy filtrů Zdroj: Davis (2023)

1.3.4 A/D převodník

Je to elektronická součástka, která převádí analogový (spojitý) signál na digitální. Během A/D převodu se využívají tři základní procesy a to vzorkování, kvantování a kódování. Bez převodu analogového signálu na digitální, nemůže mikrokontroler, který je součástí elektromyografu zpracovávat a číst hodnoty naměřeného EMG signálu.

Vzorkování: Při této technice dochází k převodu analogového (spojitého) signálu na digitální (diskrétní). Při vzorkovaní signálu se musí dodržet vzorkovací (Nyquistův–Shannonův) teorém. Ten udává, že vzorkovací frekvence musí být více než dvojnásobná oproti maximální frekvenci, která se v signálu vyskytuje. Pokud by nebyl tento teorém dodržen, mohlo by dojít k aliasingu (zkreslení), při kterém se překrývají frekvenční složky, co může mít za následek ztrátu informace signálu. Aliasingu lze zabránit použitím antialisingového filtru, který vstupní signál dokáže upravit tak, aby aliasing nevznikal. (Jan, 2002), (Mahapatra, 2021)

Kvantování: Dalším procesem je kvantování. Každý převodník obsahuje kvantizér, který přiřazuje hodnoty navzorkovaného signálu na předem definované kvantizační hladiny. Počet těchto hladin je omezený a závisí na počtu výstupních bitů použitého převodníku. Nevýhodou je, že při kvantování vzniká kvantizační chyba, která je definována jako rozdíl hladiny kvantizéru a skutečné velikosti signálu. Tato chyba se chová v signálu jako náhodný šum. (Reichl, Všetička, 2006), (Jan, 2002)

Kódování: Principem kódování je přiřazení výstupního kódu k dané kvantizační hladině signálu. Při výstupu z A/D převodníku je číslo zakódované v binárním kódu. (Reichl, Všetička, 2006)

1.4 Metody elektromyografie

Mezi dvě nejpoužívanější metody (obr. 5) pro měření EMG patří jehlová a povrchová metoda. Jehlová metoda je přesnější, jelikož se měří aktivita přímo uvnitř svalu, zatímco u povrchové elektromyografie se měří aktivita svalu na povrchu pomocí přilepených elektrod.



Obr. 5: Metody elektromyografie Zdroj: Nam a kol. (2021)

1.4.1 Jehlová metoda

Je elektrodiagnostická invazivní metoda, kdy se jehlové elektrody (obr. 6) zavedou poblíž membrány svalových vláken svalu. Elektrody se využívají především k posouzení funkce motorických jednotek ve svalu. Díky menší vzdálenosti mezi aktivním svalovým vláknem a jehlovou elektrodou je metoda přesnější než povrchová metoda. Hlavní nevýhodou je invazivnost této metody (jehla se zavádí přímo do svalu). Z toho důvodu je nutné dodržet určité hygienické předpisy, aby se do těla nedostala infekce. Mezi další nevýhody patří mírná bolest při vpichu jehly, škubaní při stimulaci svalu během vyšetření nebo krvácení z místa vpichu. (Rubin, 2019)



Obr. 6: Jehly pro měření EMG Zdroj: Deymed diagnostic

1.4.2 Povrchová metoda

Mezi další metodu měření EMG patří povrchová elektromyografie, která využívá povrchových elektrod. Elektrody jsou přilepeny na kůži a nepůsobí pacientovi žádnou bolest. Oproti jehlové metodě je výhodou snadnější aplikace elektrod. Metoda se využívá především při měření aktivity

svalu při pohybu. Zároveň je možné monitorovat svalovou aktivitu na více svalech zároveň. Metoda je také vhodná pro dlouhodobé monitorování, avšak lze zachytit pouze povrchovou aktivitu svalu. Mezi hlavní nevýhodu patří náchylnost ke vzniku šumu a rušivých artefaktů. Elektrody pro povrchovou metodu lze rozdělit na dva základní typy a to na: (Dry vs. Gelled Electrodes in surface EMG, 2021)

Suché elektrody – tento typ elektrod nevyužívá žádný další vodivý materiál nebo vodivý gel při spojení s pokožkou. Nejčastěji jsou tyto elektrody vyrobeny z vodivých materiálů, mezi které patří zlato, stříbro, sloučenina AgCl (stříbro-chlorid) nebo platina. Mezi výhody patří odolnost elektrod, šetrnost k pokožce nebo opakovatelnost použití elektrod. Na druhou stranu mezi hlavní nevýhody patří vyšší impedance přechodu mezi elektrodou a kůží (ta může způsobit nižší kvalitu signálu nebo vznik šumu) nebo vyšší počáteční investice oproti gelovým elektrodám. Suché elektrody využívá například firma Delsys na svých senzorech, který lze vidět na obr.7.



Obr. 7: EMG senzor od firmy Delsys Zdroj: Delsys Trigno Wireless EMG System

 Gelové elektrody – patří mezi nejpoužívanější elektrody pro povrchovou elektromyografii. Elektroda se skládá ze tří částí, mezi které patří kovový vodič (nejčastěji stříbrochlorid), vodivý gel a pěnová část, díky které lze elektrodu přilepit na tělo. Mezi výhody gelových povrchových elektrod (obr.8) patří lepší kontakt mezi pokožkou a elektrodou než u suchých elektrod, nižší impedance (vyšší kvalita signálu s menším vznikem šumu) nebo větší spolehlivost než u suchých elektrod. Naopak mezi nevýhody lze zařadit potencionální alergickou reakci pacienta na lepidlo elektrody, vyšší spotřebu elektrod (každou elektrodu lze využít pouze jednou) nebo přípravu pokožky před nalepením elektrod (odmaštění nebo oholení místa na přilepení).



Obr. 8: Povrchové gelové elektrody Zdroj: Vlastní zpracování

1.5 Artefakty a rušení signálu

Při měření EMG často dochází k rušení signálu, které může zásadně ovlivnit měřený signál. I při dodržování všech předpisů a přesných postupů, mohou vznikat v měřeném signálu tzv. artefakty a šumy, které signál mohou vážně poškodit. Mezi hlavní zdroje rušení signálu patří vlastní šum měřeného subjektu, okolní šum, pohybové artefakty signálu a vlastní šum zesilovače signálu. Některým dalším typům rušení, mezi které patří například saturace zesilovače a kvantizace signálu lze předejít vhodným výběrem komponentů EMG. (Boyer a kol., 2023)

1.5.1 Vlastní šum

Pokud sval není v kontrakci, což znamená, že sval není nijak zatížený, je detekován vlastní šum, kterému se nedá nijak vyvarovat, jelikož se vyskytuje ve všech svalech. Omezení velikosti tohoto šumu v praxi není možné. (Esposito a kol., 2023)

1.5.2 Okolní šum

Je to typ rušení signálu, které je způsobeno přístroji vydávající elektromagnetické záření, nacházejících se v okolí. Frekvenční rozsah tohoto rušení závisí na konstrukci daných přístrojů. V praxi můžeme očekávat rušení na frekvencích kolem 50 Hz a jejích násobcích, což souvisí s frekvencí elektrické rozvodné sítě. (Esposito a kol., 2023)

1.5.3 Pohybové artefakty

Jsou to nežádoucí signály, které vznikají při pohybu těla. Tyto artefakty vznikají především u povrchové elektromyografie, a to z toho důvodu, že při měření může docházet k pohybu kůže pod přilepenou elektrodou a tím vzniknou nechtěné pohybové artefakty. Dalším možným vznikem rušení, který může zapříčinit kolísání signálu je pohyb kabelů. Frekvence artefaktů mezi elektrodou a lidským tělem bývá v rozsahu 0-20 Hz a u pohybu kabelů dokonce až 50 Hz. (Esposito a kol., 2023)

1.5.4 Vlastní šum zesilovače signálu

Tento šum vzniká uvnitř zesilovače i bez vstupního signálu. Při použití zesilovače v elektromyografu může šum negativně ovlivnit výsledný naměřený signál. Snížení vlastního šumu lze docílit výběrem kvalitního nízko šumového zesilovače.

1.6 Zpracování a filtrace EMG signálu

Pro zpracování EMG signálu se dá využít mnoha technik. Ty nejpoužívanější jsou stručně vysvětleny v následujících podkapitolách. Mezi další techniky, které ovšem nejsou tak moc používané patří například použití adaptivního potlačovače hluku, průměrování EMG signálu, statistika vyššího řádu a spousta dalších. (Rustagi, 2021), (Altimari a kol., 2012)

1.6.1 Analogové filtrování

Analogovou filtraci provádí zesilovač signálu, který lze nalézt v elektromyografu. Zesilovač se částečně chová jako pásmová propust s tím, že by neměly být propouštěny signály vyšší, než je polovina vzorkovací frekvence, z důvodu dodržení Nyquistova–Shannonova teorému. Pásmová propust nepropouští stejnosměrný signál, čímž se eliminuje vznik jakýchkoliv driftů zesilovače. (Uhlíř a Sovka, 2002)

1.6.2 Digitální filtrování

Metoda filtrování je jedna z nejběžnějších a nejjednodušších metod odstranění šumu v EMG signálu. Filtrace se dá docílit pomocí různých digitálních filtrů. Nejčastěji se využívá filtr typu pásmová propust, jelikož dokáže zároveň odstranit vysokofrekvenční, tak i nízkofrekvenční rušení. Je vhodné použít filtr s mezní frekvencí na spodní hranici 20–30 Hz a horní hranici 300– 500 Hz v závislosti na aplikaci. Pro filtraci EMG signálu lze využít například Butterworthova nebo FIR filtru, které se vyznačují svými velmi dobrými vlastnostmi. Po této filtraci by měl být použit filtr typu pásmová zádrž, který bude zadržovat frekvenci 49–51 Hz, aby se odstranil zbytek nežádoucího elektrického šumu vznikajícího z rozvodné sítě. (Martínek et al., 2021), (Butterworth Filters, 2024), (Clancy a kol,2023)

1.6.3 Vlnková transformace

Pro analýzu EMG signálu není vhodné používat Fourierovu transformaci, ale takzvanou vlnkovou transformaci. Tato transformace rozkládá signál na menší úseky, které se nazývají vlnky. Mezi dvě hlavní vlastnosti vlnky patří měřítko a umístění. Měřítko udává, jak moc je jedna vlnka roztažená nebo naopak stlačená. Umístění definuje polohu vlnky v čase nebo prostoru. Vlnkovou transformaci lze rozdělit na nepřetržitou vlnkovou transformaci a diskrétní vlnkovou transformaci. Pro potřeby zpracování EMG je výhodnější použít transformaci diskrétní. Tuto transformaci lze vyjádřit pomoci rovnice (1). (Talebi, 2020), (Rustagi, 2021)

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{m,n}(t) dt$$
(1)

Kde:

 $T_{m,n}$ – waveletový koeficient na úrovni měřítka m a posunu n x(t) - původní signál $\psi_{m,n}(t) - waveletová funkce škálována a posouvána podle indexu m a n$ <math>m - měřítko, které určuje úroveň rozlišení n - časový posun $\int_{-\infty}^{\infty} - integrace přes celý rozsah$

1.6.4 Rektifikace

Je to jeden ze základních procesů zpracování signálu. Principem rektifikace je převod všech naměřených hodnot signálu na hodnoty absolutní. Existují dva základní typy rektifikace, a to celovlnná a polovlnná u které se pouze eliminují záporné hodnoty signálu. Na obr. 9 je znázorněn EMG signál před a po celovlnné rektifikaci. Tuto operaci lze vyjádřit jednoduchou rovnicí (2). (Rustagi, 2021), (Altimari a kol., 2012)



Obr. 9: Graf rektifikace Zdroj: Amorim (2012)

$$y(t) = |x(t)| \tag{2}$$

Kde:

y(t) – rektifikovaný signál x(t) – původní signál

1.6.5 Vyhlazení amplitudy signálu

Při vyhlazení se eliminuje rozkmit signálu, který je způsoben různými druhy šumu. Velikosti těchto odchylek signálů, jsou v řádu vysokých frekvencí, tudíž není těžké je rozeznat. V praxi se pro účely vyhlazení používá například střední kvadratická hodnota (RMS) nebo filtr typu dolní propust. Vyhlazení signálu je aplikováno z důvodu potlačení rychlé změny signálu a ponechání pouze té části, která je považována za signál ze svalu. Na obr.10 lze vidět signál před a po vyhlazení. Pro výpočet střední kvadratické hodnoty platí rovnice (3). (Rustagi, 2021), (Altimari a kol., 2012), (Manoj, 2023), (Clancy a kol., 2023)

Vysoká škola polytechnická Jihlava



Obr. 10: Graf vyhlazení signálu Zdroj: 2.bp.blogspot.com

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} x_i^2}$$
(3)

Kde:

N –počet vzorků x_i – hodnota EMG signálu v daném vzorku i

1.6.6 Normalizace

Proces normalizace dokáže částečně eliminovat faktory, které by mohly ovlivňovat výsledný signál. V podstatě jde o dělení EMG signálu referenční hodnotou EMG (klidová hodnota svalu) ze stejného svalu. Normalizace se využívá pro srovnání amplitudy signálu jednoho jedince v krátkém časovém horizontu, když se nezmění umístění elektrod. (Rustagi, 2021)

1.6.7 Redukce EKG signálu

Při měření EMG především u cviků na horní polovinu těla, mohou vznikat přeslechy od EKG signálu srdce, které mohou ovlivnit výsledek. Tomu lze předejít použitím adaptivního filtru, který dokáže rozpoznávat typy signálů, dále se používají funkce pro odstranění signálu. Základní redukce je provedena již při filtraci, kdy spodní hranice filtru pásmové propusti je nastavena na 20–30 Hz, což značně omezuje energii EKG signálu. (Rustagi, 2021)

1.7 Používané povrchové EMG senzory a přístroje v praxi

Pro povrchovou elektromyografii je možné využít celou řadu EMG přístrojů. Každý přístroj se vyznačuje jinými vlastnostmi, funkcemi, spolehlivostí nebo cenou. Některé přístroje nejsou vhodné pro lékařské účely, jelikož měření nemusí být tak přesné a funkce se budou výrazně lišit.

1.7.1 Myoware 2.0 Muscle Sensor

Mezi jeden z nejznámějších a nejpoužívanějších cenově dostupných EMG senzorů lze zařadit Muscle sensor od firmy Myoware (obr. 11). Mezi jeho přednosti patří kompatibilita s programovatelnou deskou od firmy Arduino, filtrace naměřených dat, která usnadňuje práci uživateli a připevnění na tělo bez použití kabelů. Mezi dostupné technické parametry senzoru patří: (Sparkfun, 2023)

- Minimální napájecí napětí: 2,27 V
- Standartní napájecí napětí: 3,3 V až 5 V
- Maximální napájecí napětí: 5,47 V
- Vstupní proud: 250 pA, maximálně 1 nA
- Poměr potlačení souhlasného signálu: 140 dB
- Vstupní impedance: 800 kΩ
- Filtr horní propust: 20,8 Hz
- Filtr dolní propust: 498,4 Hz
- Metoda usměrnění: Celovlnná rektifikace
- Hodnota zesílení: 200



Obr. 11: Myoware 2.0 Muscle Sensor Zdroj: sparkfun.com (2003)

1.7.2 DFRobot Gravity

Dalším dostupným senzorem je analogový senzor DFRobot Gravity (obr. 12), který vznikl díky spolupráci dvou firem, a to DFRobot a OYMotion. Tento senzor měří EMG signál na principu kovových suchých elektrod. Výhodou těchto elektrod je, že není potřeba používat vodivý gel. Senzor je také kompatibilní s platformou Arduino a nepotřebuje externí zdroj napájení. Mezi dostupné technické parametry senzoru patří: (Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion, 2025)

- Napájecí napětí: 3,3 V až 5,5 V
- Rozsah výstupního napětí: 0 V až 3 V
- Referenční napětí: 1,5 V
- Provozní teplota: 0 °C až 50 °C
- Frekvenční rozsah: 20 Hz až 500 Hz
- Hodnota zesílení: 1000



Obr. 12: Senzor DFRobot Gravity Zdroj: (Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion, 2025)

1.7.3 BTS FREEMG

Mezi výrobce bezdrátových EMG přístrojů pro povrchovou elektromyografii patří také společnost BTS Bioengineering, která vytvořila senzor FREEMG (obr. 13). Předností senzoru je především přesnost měření, bezdrátový přenos signálu, lehkost a zmenšená velikost. Nalepený senzor nijak neomezuje pohyb člověka. Tyto senzory se dají využít v mnoha odvětvích mezi které patří například lékařství nebo sportovní výzkum. Firma BTS také vyrábí senzory se zvýšenou voděodolností a je možné je využít i při plavání. Mezi dostupné technické parametry patří: (BTS FRE-EMG,2024)

- Rozsah přenosu: až 20 metrů ve volném prostoru
- Frekvence vzorkování: až 4 kHz
- Rozlišení: 16 bitů
- Vstupní impedance: více než 10 GΩ
- Poměr potlačení souhlasného signálu: 110 dB při 50-60 Hz
- Citlivost: 1 µV
- Přesnost měření: ±2 %



Obr. 13: BTS FREEMG Zdroj: btsbioengineering.com

1.7.4 Allengers Scorpio

V lékařství lze využít například přístroj od indické firmy Allengers, konkrétně model Scorpio (obr. 14). Tento systém se řadí mezi nejmodernější a nejpřesnější zařízení pro záznam EMG. Zařízení využívá šokového simulátoru, díky kterému lze zobrazit aktuální hodnotu elektrického signálu ze svalu. Zařízení je vhodné spíše pro lékařské účely, kdy se zkoumá poškození svalů, spojení mezi nervem a svalem. Přístroj také dokáže přehrávat většinu signálů se zvukem, což může pomoci odhalit případné poškození svalu. Mezi další výhody patří například možnost exportu dat do programu MATLAB, individuální nastavení každého svalu pro nejlepší výsledky nebo záložní baterie, která tlumí rušivé artefakty a usnadňuje přenositelnost. Technické parametry nejsou v dostupných zdrojích uvedeny. (Scorpio, 2009)



Obr. 14: Allengers Scorpio Zdroj: allengersglobal.com (2009)

1.7.5 Delsys

Firma Delsys se zabývá výrobou fyziologických a biomechanických senzorů, které se používají pro snímání pohybu. Na trhu tato firma působí od roku 1993 a řadí se mezi špičku v oblasti nositelných EMG senzorů. Mezi výhody senzorů od firmy Delsys lze zařadit spolehlivost, nízké artefakty signálu, konzistence signálu. Mezi další produkty patří mechanické zesilovače, senzory a softwarové aplikace. EMG systém Trigno Avanti (obr.15), který byl využit při měření, je popsán níže v kapitole 2.1. (Delsys, 2017)



Obr. 15: EMG systém Trigno Avanti Zdroj: delsyseurope.com (2017)

2 Praktická část

Výzkumná část bakalářské práce se zabývá povrchovou metodou elektromyografie s použitím vlastního přístroje. Následně se naměřená data porovnala se senzorem Trigno Avanti od firmy Delsys. Účelem praktické části bylo především zjistit, zda je možné pro některé zvolené cviky využít vlastní přístroj a zda se výsledky budou zásadně lišit od dat naměřených na komerčním EMG přístroji.

2.1 EMG systém Trigno Avanti

Tento druh EMG senzoru se používá k bezdrátovému přenosu dat ze svalů až na dálku čtyřiceti metrů od základové stanice (přijímače). Senzor využívá čtyř stříbrných kontaktů, které slouží ke snímání EMG signálu. Pro připevnění senzoru na tělo by se měla použít speciální oboustranná lepící páska od společnosti Delsys, která má v sobě připravené díry pro kontakty senzoru. Pro nejlepší výsledky měření by měl být senzor připevněn do středu svalového bříška, jak lze vidět na obr.16. Tento EMG systém sloužil jako referenční k vlastnímu sestrojenému přístroji. Mezi dostupné technické parametry patří: (Trigno Avanti Sensor, 2024)

- Maximální frekvence vzorkování: až 4,37 kHz
- Materiál kontaktů: 99,9 % stříbro
- Šířka pásma: 10-850 Hz nebo 20-450 Hz
- Rozlišení senzoru: 16 bitů
- Provozní teplota: 5 °C–45 °C
- Poměr potlačení souhlasného signálu: 80 dB



Obr. 16: Umístění senzoru Trigno Avanti na sval Zdroj: delsyseurope.com (2017)

EMG senzory jsou umístěny v dokovací stanici (obr. 17), kde se zároveň každý senzor napájí. Tato stanice je dále připojena k počítači pomocí kabelu. Každý senzor musí být před použitím vyjmut a přiložen na nabíjecí stanici, čímž se aktivuje. V počítačové aplikaci se následně zobrazí aktuální stav nabití každého senzoru a zda je aktivován. (Trigno Avanti Sensor, 2024)



Obr. 17: Dokovací stranice pro senzory Zdroj: delsyseurope.com (2017)

2.2 EMG senzor Grove

Pro měření elektrické aktivity byl využit EMG senzor Grove (obr. 18) od firmy Seeedstudio, jelikož se díky své ceně řadí mezi ty nejdostupnější EMG senzory. Senzor dokáže detekovat pomocí elektrod elektrickou aktivitu svalu a následně ji mezi aktivní a referenční elektrodou zesílit. Tento senzor používá tří elektrod, z nichž každá má svoji specifickou funkci. Aktivní (červená) elektroda se umisťuje přímo na bříško svalu (středová část svalu) a jejím účelem je především snímat elektrickou aktivitu, kterou vyprodukuje měřený sval při zatížení. Referenční (bílá) elektroda se nachází v blízkosti aktivní elektrody, avšak v místě, kde není elektrická aktivita tak velká. Zemnící (černá) elektroda se používá k připojení referenčního potencionálu zesilovače pro jeho správnou funkci. Na obr.19 lze vidět elektrické schéma zapojení EMG senzoru. Tento senzor byl zvolen jako levnější varianta k systému Trigno Avanti od firmy Delsys.

Senzor má čtyři hlavní části: (Grove – EMG detektor, 2024)

- J1: konektor pro připojení jednorázových povrchových elektrod
- J2: rozhraní grove, které slouží k připojení analogových výstupů a napájení
- U1: rozdílový zesilovač
- U2, U3: další pomocné operační zesilovače





Obr. 19: Schéma zapojení EMG senzoru Grove Zdroj: rpishop.cz (2024)

Mezi dostupné technické parametry senzoru patří: (Grove – EMG detektor, 2024)

- Napájecí napětí: 3,3 V až 5 V
- Výstupní napětí: 0 V až 3,3 V
- Výstupní napětí v klidu: 0 V
- Nastavitelné zesílení pomocí odporů připájených na desce
- Kompabilita s programovatelnými deskami Arduino nebo Rasberry PI

2.3 Vytvoření algoritmu pro zpracování naměřených dat

Po zpracování EMG signálu byl vytvořen algoritmus v programu Matlab, jehož primárním cílem je provádět operace spojené s filtrací naměřených dat. Postup pro zpracování EMG dat vychází ze studie Clancyho a kol. (2023), která se zaměřuje na efektivní metody úpravy nezpracovaného EMG signálu. Pro zjištění skutečných hodnot signálu byly provedeny následující operace:

- Zvolení vzorkovací frekvence jelikož frekvenční složky mohou při měření EMG pomocí povrchové metody dosahovat hodnot do výše téměř 500 Hz, je nutné použít vzorkovací frekvenci minimálně 1000 Hz, aby se dodržel Nyquistův–Shannonův teorém. Pro účely měření byla zvolena frekvence o velikosti 2000 Hz z důvodu větší jistoty dodržení teorému.
- Filtrace signálu pomocí FIR filtru typu pásmová propust tento typ filtru se používá hlavně z důvodu omezení pásma pro detekci EMG signálu. V konkrétním případě se použil FIR filtr typu pásmová propust s rozsahem 20-450 Hz. Počet koeficientů filtru byl nastaven na 512 především díky tomu, že vyšší počet koeficientů může zlepšit kvalitu EMG signálu při filtrování a dokáže odstranit nežádoucí elektrické signály. (Boyer a kol., 2023)

- Butterworthův filtr pásmová zádrž dalším použitým filtrem ve zpracování, byl filtr typu pásmová zádrž. Tento filtr zvládne zadržet pásmo o velikosti 49-51 Hz z důvodu vzniku šumu z rozvodné sítě.
- Rektifikace EMG signálu po filtraci byla provedena rektifikace, která má za účel naměřený EMG signál usměrnit (ze záporných hodnot se stanou hodnoty kladné).
- Vyhlazení EMG signálu poslední operací, kterou je nezbytné provést při zpracování EMG signálu je vyhlazení amplitudy EMG signálu. Vyhlazení lze provést dvěma způsoby, a to Butterworthovým filtrem typu dolní propust nebo použitím efektivní hodnoty signálu RMS (Root-mean-square). Ve vytvořeném algoritmu je možnost si jednu z těchto dvou operací vybrat. V mém případě bylo provedeno vyhlazení za pomoci filtru dolní propust 2.řádu s mezní frekvencí 10 Hz. Při volbě RMS namísto filtru bych zvolil interval o délce 50 ms neboli 100 vzorků. Tato velikost okna vykazuje velmi dobré výsledky při vyhlazení signálu a je vhodná zejména pro dynamické cviky. Delší časové okna, která mohou dosahovat až 500 ms se aplikují především u velmi pomalých nebo statických cviků. (Konrad, 2005)

Abychom docílili co možná nejlepších výsledků porovnání mezi vlastním zařízením a senzorem Trigno Avanti, byl použit stejný algoritmus pro filtraci a úpravy u obou zařízení. Rozdílná byla pouze úvodní část kódu, kdy při datech z vlastního přístroje musel být signál decimován na frekvenci 2 kHz, jelikož se data ze zvukové karty ukládají při vzorkovací frekvenci 16 kHz, zatímco u senzoru Trigno Avanti je již od počátku nastavena vzorkovací frekvence na 2 kHz a signál již není nutné dále decimovat. Všechny parametry filtrů, hodnoty časových oken nebo počet koeficientů filtru jsou nastavitelné tak, aby je bylo možné využít pro nejrůznější cviky a aplikace.

2.4 Sestrojení vlastního EMG přístroje

Při návrhu vlastního EMG přístroje byl kladen důraz především na cenovou dostupnost a jednoduchost přístroje. Přístroj je složen ze tří hlavních částí. Prvním prvkem je běžně dostupný EMG senzor Grove, který dokáže pomocí povrchových elektrod snímat elektrický signál ze svalu a zesílit jej. Tento senzor byl zvolen především kvůli kompaktnosti, dostupnosti a možné změně zesílení. Dalším prvkem potřebným pro záznam signálu byla externí zvuková karta od firmy Orico, která umožňuje převod analogového signálu ze senzoru na digitální a přenos naměřeného signálu do přenosného počítače pro další zpracování. Posledním prvkem přístroje je bateriový box, který slouží k napájení senzoru, jelikož senzor nedokáže bez napájení pracovat. Bateriový box obsahuje tři články typu AA.

2.4.1 Zapojení přístroje

Při zapojení je velmi důležité dodržet barevné označení kabelů, které vedou ze senzoru, jinak by přístroj nemusel fungovat správně. Pro připojení senzoru ke zvukové kartě byl použit mono jack konektor typu TS (Tip-Sleeve), který je vidět na obr. 20. Tento typ konektoru má pouze dva kontakty. Žlutý kabel, který je na senzoru označen jako VOUT byl připájen ke špičce konektoru (Tip). Toto propojení umožňuje čtení analogových hodnot ze senzoru. Bílý kabel značený na senzoru jako NC se připojil na referenční nulovou úroveň zesilovače a poté se připájel k zemi konektoru (Sleeve). Červený kabel VCC slouží pro napájení a připojuje se k červenému kabelu, který vede z bateriového boxu. Posledním kabelem, který je nutné připojit je černý kabel (zem) označený

na senzoru jako GNDA. Ten se připojí k černému kabelu, který vychází ze záporného pólu napájení.



Obr. 20: TS jack konektor Zdroj: Vlastní zpracování

Na obr. 21 lze vidět finální podobu vlastního přístroje. Jelikož se záznam signálu provádí pomocí zvukové karty, je nutné použít program, který zvládne zvuk zaznamenat a následně uložit pro další zpracování. Díky velmi přívětivému uživatelskému rozhraní byl pro záznam dat použit program Audacity. (Audacity team, 2025)



Obr. 21: Sestrojený EMG přístroj Zdroj: Vlastní zpracování

2.5 Prvotní testy a úprava přístroje

Po sestavení přístroje a vytvoření algoritmu bylo zapotřebí ověřit správnou funkčnost vlastního přístroje. Nejprve byl přístroj připojen pomocí vodičů k odporovému děliči, který spolu s generátorem signálu simuluje měřený signál. Dále se přístroj připojil ke zdroji napětí a přes propojení zvukové karty k přenosnému počítači bylo měřeno, zda přístroj funguje správně. Při prvotních testech bylo zjištěno, že přístroj neměří správně a nevrací téměř žádný signál. Tento problém byl způsoben zbytečně velkým tlumením signálu u senzoru Grove. Abychom se tlumení zbavili, bylo zapotřebí odpájet kondenzátor C9 a pomocí drátku propojit konektor NC s nulovým potenciálem přístroje. Tyto úpravy lze vidět na obr. 22. Následoval další test, který byl úspěšný a senzor dokázal vrátit simulovaný signál.



Obr. 22: Upravený EMG senzor Zdroj: Vlastní zpracování

2.6 Měření frekvenční charakteristiky

Po prvotních testech pro ověření funkčnosti zařízení bylo zapotřebí změřit frekvenční charakteristiku přístroje. Nejprve se přístroj připojil k osciloskopu a ke generátoru signálu přes odporový dělič. Na generátoru byla nastavena hodnota 0,35 V. Odporovým děličem byla tato hodnota vydělena v poměru 1:1000. Vstupní úroveň signálu do zesilovače pak tedy byla 350 µV. Na generátoru se poté nastavovala frekvence a měřilo se výstupní napětí po digitalizaci. Z tabulky 1 lze konstatovat, že zesílení na filtrované frekvenci mezi 20-450 Hz se výrazně neliší a vlastní přístroj lze tedy při měření využít. Dále je v tabulce uvedeno zesílení v decibelech.

Frekvence (Hz)	Napětí na výstupu (μV)	Zesílení	Zesílení (dB)
2	72,4	0,2069	-13,69
5	150,7	0,4306	-7,32
10	212,3	0,6066	-4,34
20	357,5	1,0214	0,18
50	486,5	1,3900	2,86
100	539,9	1,5426	3,76
200	550,8	1,5737	3,94
300	551,3	1,5751	3,95
500	539,3	1,5409	3,76
1000	493,4	1,4097	2,98
1200	468,3	1,3380	2,53
1500	430,4	1,2297	1,80

Zdroj: Vlastní zpracování

Na základě provedeného měření frekvenční charakteristiky byla vytvořena křivka, znázorněná na obr. 23. Křivka bodů se pro lepší přehlednost proložila interpolační křivkou.



2.7 Umístění elektrod

Poloha elektrod může zásadně ovlivnit výsledný naměřený signál. Jedním z hlavních problémů povrchové elektromyografie je vznik přeslechů z ostatních svalů, které obklopují elektrodu. Při použití senzoru Grove by se měly elektrody umisťovat tak, že červená (aktivní) elektroda by měla být přilepena na bříško svalu, bílá (referenční) by měla být nalepena poblíž aktivní v místě, kde by signál nemusel být tak velký a černá (zemnící) elektroda, která slouží k poskytnutí referenční úrovně se umisťuje na místo, které není přímo spojeno s elektrickou aktivitou, většinou na kost nebo na sval, který se při daném cviku nezapojuje. U systému Trigno avanti od firmy Delsys se senzor nalepuje přímo na bříško svalu. (Amorim a kol., 2012)

2.8 Měřené cviky

Při prováděném měření jsem se zaměřoval na svaly horní poloviny těla, konkrétně na biceps a břišní svaly. Jelikož se rekreačně věnuji posilování, zajímalo mě, jak se svaly chovají při základních posilovacích cvicích. Pro účely měření byly zvoleny dva cviky, a to sklapovačky a bicepsový zdvih s kettlebellem.

2.8.1 Sed-leh

Je to cvik s vlastní vahou bez použití posilovacích strojů nebo činek. Zapojuje se především přímý břišní sval (lat. musculus rectus abdominis). Pro měření bylo zvoleno základní provedení cviku. Při tomto provedení se začíná v leže s pokrčenýma nohama a chodidly položenými na zemi. S výdechem zvedáme trup směrem ke kolenům. S nádechem se poté snažíme kontrolovaně spouštět trup zpět do výchozí polohy, následně se pohyb opakuje. Důležité je při provádění cviku nezvedat chodidla ze země. Zapojení elektrod vlastního přístroje vychází z kapitoly 2.7. Jako zemnící elektroda byla využita hrudní kost. Vzdálenost mezi aktivní a referenční elektrodou je zvolena tak, aby nedocházelo k dotyku těchto dvou elektrod, při provedení sed-lehu. Nalepení elektrod je vidět na obr.24. Senzor Trigno Avanti byl poté nalepen na místo aktivní elektrody (na bříško svalu).



Obr. 24: Zapojení elektrod pro sed-leh Zdroj: Vlastní zpracování

2.8.2 Bicepsový zdvih s kettlebellem

Tento cvik se zaměřuje na bicepsový sval (lat. biceps brachii). Pro měření byla zvolena varianta s osmi kilovým kettlebellem. Cvik se provádí ve vzpřímené poloze, nohy jsou mírně rozkročené a paže podél těla. Při zdvihu kettlebellu je nezbytné držet lokty u těla a neprohýbat se. Po dosažení horní polohy, kettlebell opět kontrolovaně spouštíme do základní polohy. Tento pohyb se následně opakuje. Elektrody pro zdvih byly zapojeny tak, jak je vidět na obr. 25. Černá (zemnící) elektroda, kterou nelze na obrázku vidět, byla přilepena na loketní kloub respondenta. Podle kapitoly 2.7 se připojily zbylé dvě elektrody. Senzor Trigno Avanti se umístil opět na bříško svalu.



Obr. 25: Zapojení elektrod pro bicepsový zdvih Zdroj: Vlastní zpracování

2.9 Průběh měření

Měření probíhalo v učebně pohybových aktivit na Vysoké škole polytechnické v Jihlavě na pěti respondentech, kteří se měření zúčastnili. Při měření byl kladen důraz na stejné podmínky a provedení cviků u všech respondentů. Rozdílné provedení cviku nebo podmínky by mohly negativně ovlivnit výsledky experimentálního měření. Nejprve jsem nalepil elektrody vlastního přístroje na pokožku respondentů tak, jak je popsáno v kapitole 2.8. Před nalepením elektrod byla pokožka očištěna pomocí dezinfekce, aby byl omezen možný vznik šumu nebo dalších rušivých elementů. Každému respondentovi bylo vysvětleno, jakým způsobem bude měření probíhat a následně se provedlo měření. Čas, po který se měřila aktivita svalu byl nastaven na 20 sekund. Jediným možným zdravotním rizikem by mohla být alergická reakce respondenta na lepidlo povrchové elektrody, ta se ale u žádného respondenta neprojevila.

Po provedení měření pomocí vlastního přístroje bylo stejným způsobem provedeno měření pomocí senzoru Trigno Avanti. Pokožka se opět očistila pomocí dezinfekce, senzor se nalepil na bříško svalu pomocí speciální oboustranné pásky a provedlo se měření při posilovacích cvicích. Obdobným postupem poté probíhalo měření u všech respondentů.

2.10 Porovnání dat z vlastního přístroje se senzorem Trigno Avanti

Porovnání bylo provedeno na základě poměru mezi průměrnou maximální volní kontrakcí (MVC) a průměrnou klidovou hodnotou svalu. Parametr průměrné maximální volní kontrakce svalu označuje průměrnou maximální hodnotu v oblasti, kdy je sval aktivní. Pro stanovení tohoto poměru bylo nutné určit lokální maxima, která odpovídají jednotlivým zatížením svalu při každém provedení cviku. Tyto maxima byla stanovena po zpracování signálu popsaného v kapitole 2.4. Interval pro výpočet průměrné hodnoty každého opakování byl nastaven na hodnotu 0.2 sekundy na každou stranu od maxima, a to hlavně z důvodu že po tuto dobu zhruba trvalo

zatížení svalu při jednom provedení cviku. Tato hodnota je nastavitelná tak, aby ji bylo možné měnit na základě délky zatížení svalu.

Parametr klidové hodnoty svalu se počítal rovněž pomocí předem určeného intervalu. Při klidové hodnotě byl interval nastaven na 0.25 sekundy. Aby bylo možné určit celkovou klidovou hodnotu kolem každého lokálního maxima, bylo nutné určit hodnotu z levé a pravé strany. Výchozí bod pro použití stanoveného intervalu byl střed mezi dvěma sousedními maximy. Následně se stejným postupem vypočítala klidová hodnota i z druhé strany lokálního maxima. Tímto způsobem se postupovalo u všech dalších maxim. Jakmile byly získány potřebné hodnoty pro výpočet, bylo provedeno porovnání maxim a klidových hodnot. Pro toto porovnání se průměrná hodnota poměru počítala bez extrémů (minimální a maximální vypočtená hodnota) a také bez prvního a posledního maxima, vzhledem k možné neúplnosti dat. Ze všech maxim byla poté vypočítána průměrná hodnota maxima a stejným způsobem se spočítala i průměrná klidová hodnota. Následně se vypočítal poměr těchto dvou hodnot. Tím jsme zjistili poměr, který lze porovnat mezi vlastním přístrojem a senzorem Trigno Avanti.

Další částí vytvořeného algoritmu bylo vykreslení naměřeného EMG signálu, které lze vidět na obr.26. Modrou barvou je vykreslen zpracovaný EMG signál po filtraci a dalších operacích. Červené trojúhelníky označují lokální maxima (největší zatížení při každém opakování cviku). Žlutá barva označuje interval zatížení při každém opakovaní cviku, ze kterého se následně vypočítala průměrná hodnota zatížení, označená v grafu růžovou barvou. Světle modrá barva naopak označuje interval pro výpočet klidové hodnoty, jejíž průměrná hodnota je taktéž označena růžovou barvou.



Zdroj: Vlastní zpracování

2.10.1 Porovnání naměřených dat při sed-lehu

V tabulce 2 jsou vypočtené poměry mezi průměrnou hodnotou maximální volní kontrakce a průměrnou hodnotou klidu při sed-lehu. Jednotlivý respondenti jsou označeni v tabulce jako S1 až S5. Po vyhodnocení naměřených hodnot bylo zjištěno, že hodnoty mezi vlastním přístrojem a senzorem Trigno Avanti jsou srovnatelné. Hodnoty se nikdy nebudou zcela shodovat, jelikož není možné zatížit sval vždy stejnou silou a při každém provedení cviku je zatížení jiné. Největší rozdíl poměrů mezi vlastním přístrojem a Trigno Avanti nastává u respondenta S4, naopak nejmenší rozdíl je u respondenta S5. Na základě zjištěných hodnot z provedeného měření lze říci, že poměry mezi průměrnou hodnotou maximální volní kontrakce a průměrnou hodnotou klidu jsou při sed-lehu mezi vlastním přístrojem a systémem Trigno Avanti od firmy Delsys srovnatelné a vlastní přístroj by tedy mohl být využit pro experimenty a amatérské použití.

	Sed-leh	senzor Trigno Avanti	Vlastní EMG přístroj
S1	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	26,2	32,4
	Průměrná hodnota klidu (μV)	2,7	3,2
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	9,7	10,1
	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	166,8	209,4
S2	Průměrná hodnota klidu (μV)	5,8	6,8
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	28,8	30,8
	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	115,0	147,4
S3	Průměrná hodnota klidu (μV)	21,4	23,5
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	5,4	6,3
	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	57,0	59,0
S4	Průměrná hodnota klidu (μV)	3,7	3,2
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	15,4	18,4
S5	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	27,4	35,5
	Průměrná hodnota klidu (μV)	10,3	12,7
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	2,7	2,8

Tab. 2: Porovnání naměřených hodnot při sed-lehu

Zdroj: Vlastní zpracování

2.10.2 Porovnání naměřených dat při zdvihu kettlebellu

V tabulce 3 byla porovnána aktivita bicepsového svalu při zdvihu kettlebellu o váze 8 kilogramů. Respondenti jsou označeni stejně jako v tabulce 2 výše. Oproti sed-lehu se poměr mezi vlastním přístrojem a senzorem Trigno Avanti lišil ve více případech. Největší rozdíl mezi poměry byl zaznamenán u respondenta S2, naopak nejmenší u respondenta S5, kde se poměr těchto hodnot nelišil. Rozdíly v naměřených hodnotách mohly být způsobeny zejména odlišným umístěním elektrod, což může vést ke vzniku přeslechů z ostatních svalů. Dalším možným důvodem mohlo být to, že nelze zajistit zcela identické podmínky pro provedení cviku, jelikož měření pomocí vlastního přístroje a senzoru Trigno Avanti neprobíhalo současně, ale postupně s krátkou časovou prodlevou. To mohlo vést k únavě svalu při druhém měření a následnému ovlivnění měřených hodnot.

	Zdvih kettlebellu	senzor Trigno Avanti	Vlastní EMG přístroj
S1	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	467,9	535,5
	Průměrná hodnota klidu (μV)	91,2	137,1
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	5,1	3,9
	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	625,4	508,0
S2	Průměrná hodnota klidu (μV)	33,5	33,8
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	18,7	15,0
	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	785,4	466,5
S3	Průměrná hodnota klidu (μV)	161,9	77,6
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	4,9	6,0
	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	688,4	434,4
S4	Průměrná hodnota klidu (μV)	218,2	187,6
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	3,2	2,3
S5	průměrná hodnota maximální volní kontrakce (μV)	229,8	236,5
	Průměrná hodnota klidu (μV)	55,3	56,8
	Poměr mezi průměrnou hodnotou maxima a klidu	4,2	4,2

Tab. 3: I	Porovnání	naměřenýc	h hodnot	při zdvihu	kettlebellu
100.0.1	orovnam	mannerenye	mounot	p11 20 01110	Retticocita

Zdroj: Vlastní zpracování

Závěr

Bakalářská práce se zaměřovala na vytvoření vlastního přístroje sestaveného z EMG senzoru Grove pro měření povrchové elektromyografie spolu s externí zvukovou kartou od firmy Orico a jeho následným srovnáním s mnohonásobně dražším systémem EMG Trigno Avanti od firmy Delsys. Dalším cílem práce bylo vytvoření algoritmu v programu Matlab, který dokáže naměřená data z přístrojů zpracovat, filtrovat podle potřeby a následně zpracovaný signál vykreslit do grafu. Po sestrojení přístroje a ověření správné funkčnosti bylo provedeno měření posilovacích cviků za pomoci pěti respondentů, a to na vlastním přístroji a systému Trigno Avanti od firmy Delsys. Následně se naměřená data porovnala a výsledky byly vypsány do tabulek pro možnosti porovnání.

V praktické části jsem tedy nejprve vytvořil algoritmus, který umožňuje naměřená data zpracovávat a upravovat dle potřeby, provést vizualizaci do grafu a vypočtené hodnoty potřebné pro porovnání vypsat do tabulky. Pro zpracování dat z obou přístrojů byl použit identický vytvořený algoritmus, z důvodu docílení co možná nejlepších výsledků. Po tvorbě algoritmu jsem začal s návrhem vlastního přístroje. Zapojení s pomocí senzoru Grove bylo nutné po prvotních testech modifikovat tak, aby bylo umožněno nastavit správné zesílení a změřit frekvenční charakteristiku. Po této úpravě senzoru bylo senzor schopný podávat zpracovatelné hodnoty pro uvažované cviky.

Pro porovnání jsem si zvolil dva cviky na horní polovinu těla, a to sed-leh a zdvih kettlebellu. Po provedení měření a porovnání bylo zjištěno, že při sed-lehu, přístroj funguje velmi obstojně a na základě porovnání poměrů by byl schopný konkurence s mnohonásobně dražším přístrojem. U zdvihu se hodnoty lišily ve více případech. Rozdíly mohly být způsobeny odlišným nalepením elektrod nebo únavou svalu při provedení měření druhým přístrojem. Pro detailnější statistiku by bylo zapotřebí měřit zdvih u více respondentů. Předmětem navazujících experimentů by mohlo být provedení měření i při dalších posilovacích cvicích.

Na základě zjištěných poznatků lze konstatovat, že lze vytvořit levné řešení přístroje pro amatérské a experimentální měření EMG, který v některých parametrech dokáže konkurovat mnohonásobně dražšímu přístroji.

Seznam použité literatury

ALTIMARI, Leandro Ricardo; DANTAS, José Luiz; BIGLIASSI, Marcelo; KANTHACK, Thiago Ferreira Dias; DE MORAES, Antonio Carlos et al., 2012. Influence of Different Strategies of Treatment Muscle Contraction and Relaxation Phases on EMG Signal Processing and Analysis During Cyclic Exercise. Online. In: Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges. S. 100-102. ISBN 978-953-51-0805-4. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/258344784_Influence_of_Different_Strategies_of_Treatment_Muscle_Contraction_and_Rela-

xation_Phases_on_EMG_Signal_Processing_and_Analysis_During_Cyclic_Exercise#pf4. [cit. 2024-10-05].

- AMORIM, César Ferreira; MARSON, Runer Augusto a NAIK, Ganesh R., 2012. Application of Surface Electromyography in the Dynamics of Human Movement. Online. In: Computational Intelligence in Electromyography Analysis A Perspective on Current Applications and Future Challenges. S. 392-398. ISBN 978-953-51-0805-4. Dostupné z: https://www.intechopen.com/chapters/40122. [cit. 2024-03-07].
- AUDACITY TEAM, 2025. Audacity. Online. Dostupné z: https://www.audacityteam.org/download/. [cit. 2025-02-20].
- AVDAN, Goksu, Sinan ONAL a Bryan K.SMITH. Maximum voluntary contraction (MVC) techniques to normalize lower limb muscle groups in young healthy subjects [online]. (2022) [cit. 2024-4-4]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/364653160_Maximum_voluntary_contraction_MVC_techniques_to_normalize_lower_limb_muscle_groups_in_young_healthy_subjects
- BASKAR, Navin. Filters Used In Electronics Circuits. Skill-lync [online]. [cit. 2024-11-22]. Dostupné z: https://skill-lync.com/blogs/technical-blogs/electrical-filters-used-in-electronics-circuits
- BERNACIKOVÁ, PH.D., Mgr. Martina, Mgr. Jan NOVOTNÝ a Ing. Stanislav BERNACIK. 2012. Nervové řízení svalové práce. In: Fyziologie [online]. Brno: Masarykova univerzita [cit. 2024-11-22]. ISBN 978-80-210-5841-5. Dostupné z: https://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-3/05.html
- BERNACIKOVÁ, PH.D., Mgr. Martina. 2012. Fyziologie [online]. Brno: Masarykova univerzita [cit. 2024-10-27]. ISBN 978-80-210-5841-5. Dostupné z: https://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-3/Impresum.html
- BOYER, Mariannne; BOUYER, Laurent; SÉBASTIEN-ROY, Jean a CAMPEAU-LECOURS, Alexandre, 2023. Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review. Online. Sensors. Č. 23(6):2927. Dostupné z: https://doi.org/10.3390/s23062927. [cit. 2024-11-26].
- BTS FREEMG, 2024. Online. BTS bioengineering. Dostupné z: https://www.btsbioengineering.com/products/freeemg/. [cit. 2025-03-07].
- Butterworth Filters. 2024. NATIONAL INSTRUMENTS. NI [online]. [cit. 2025-3-19]. Dostupné z: https://www.ni.com/docs/en-US/bundle/labwindows-cvi/page/advancedanalysiscon-cepts/lvac_butterworth_filters.html

- CLANCY, Edward A.; MORIN, Evelyn L.; HAJIAN, Gelareh a MERLETTI, Roberto, 2023. Tutorial.
 Surface electromyogram (sEMG) amplitude estimation: Best practices. Online. Journal of Electromyography and Kinesiology. ISSN 1050-6411. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2023.102807. [cit. 2024-11-13].
- CONDUCTSCIENCE, 2019. Electromyography. Online. In: Conduct Science. Dostupné z: https://conductscience.com/electromyography/. [cit. 2024-10-25].
- DAVIS, Nick. 2023. An Introduction to Filters. All about circuits [online]. [cit. 2024-12-22]. Dostupné z: https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/an-introduction-to-filters/
- Delsys Trigno Wireless EMG System. Online. In: Jali medical. Dostupné z: https://www.jalimedical.com/delsys-trigno-wireless-emg-system. [cit. 2025-02-08].
- DELSYS, 2017. Delsys Europe. Online. Dostupné z: https://delsyseurope.com/. [cit. 2024-10-10].
- Dry vs. Gelled Electrodes in surface EMG: Advantages and disadvantages, 2021. Online. In. Dostupné z: https://www.cometasystems.com/dry-vs-gelled-electrodes-in-surface-emg-advantages-and-disadvantages/. [cit. 2025-02-08].
- ESPOSITO, Daniele; CENTRACCHIO, Jessica; BIFULCO, Paolo a ANDREOZZI, Emilio, 2023. A smart approach to EMG envelope extraction and powerful denoising for human–machine interfaces. Online. Sci rep. Article 7768. Dostupné z: https://doi.org/https://doi.org/10.1038/s41598-023-33319-4. [cit. 2025-02-26].
- FIORE, James M. 2022. Operational Amplifiers & Linear Integrated Circuits: Theory and Application. In: Operational Amplifiers & Linear Integrated Circuits: Theory and Application [online]. Mohawk Valley Community College, s. 43-58 [cit. 2025-2-22]. ISBN 978-1796856897. Dostupné z: https://eng.libretexts.org/Bookshelves/Electrical_Engineering/Electronics/Operational_Amplifiers_and_Linear_Integrated_Circuits_-_Theory_and_Application_(Fiore)
- Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion, 2025. Online. In: DFRobot. Dostupné z: https://www.dfrobot.com/product-1661.html?srsltid=AfmBOopMSnwI62ThtzpU_mjbt9gEzLqogCyc747RppYrw4znGL1Axxh. [cit. 2025-02-25].
- HAMMOND, M.D., Nancy, Carly VANDERGRIENDT a Rachael ZIMLICH. 2022. An Easy Guide to Neuron Anatomy with Diagrams [online]. [cit. 2025-2-17]. Dostupné z: https://www.healthline.com/health/neurons
- HANZLÍKOVÁ, Ivana. 2021. Akční potenciál. Ivana Hanzlíková [online]. [cit. 2025-03-03]. Dostupné z: https://ivanahanzlikova.com/akcni-potencial/
- JAN, Jiří, 2002. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. 2.vydání. Brno: Akademické nakladatelství, VUTIUM. ISBN 8021429119.
- JENSEN, Ulf, 2016. Muscle Contraction. Online. In: Design Considerations and Application Examples for Embedded Classification Systems. S. 71. ISBN 978-3-944057-87-3. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/310235939_Design_Considerations_and_Application_Examples_for_Embedded_Classification_Systems. [cit. 2024-10-07].
- KESHAV CHAUDHARY, Krishna a Pramila PARAJULI. 2019. Differential Amplifier | Derivation | Key Parameters. KESHAV CHAUDHARY, Krishna a Pramila PARAJULI. Engineering projects

[online]. [cit. 2025-2-22]. Dostupné z: https://bestengineeringprojects.com/differentialamplifier-derivation-key-parameters/

- KHANNA, Aarushi, 2023. Action Potential. Online. In: TeachMe Physiology. Dostupné z: https://teachmephysiology.com/wp-content/uploads/2018/08/action-potential.png.webp. [cit. 2025-03-07].
- Koncentrické jehlové elektrody Ambu Neuroline. Online. In: Deymed diagnostic. Dostupné z: https://eshop.deymed.cz/produkty/detail/koncentricke-jehlove-elektrody-ambu-neuro-line-25-mm-x-0-30-mm-30g-bila-25-ks-96-150. [cit. 2025-03-07].
- KONRAD, Peter, 2005. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Online. Scottsdale, USA: Noraxon. Dostupné z: https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf. [cit. 2025-01-04].
- MAHAPATRA, Ankush, 2021. Sampling of Signal. Online. In: Medium. Dostupné z: https://ankush0102.medium.com/sampling-of-signal-a0d8a882381a. [cit. 2025-02-25].
- MANOJ, Kumar, 2023. Root Mean Square Formula, Definition, Solved Examples. Online. Physicswallah. Dostupné z: https://www.pw.live/school-prep/exams/root-mean-square-formula. [cit. 2025-03-26].
- MARTÍNEK, Radek; LADROVÁ, Martina; SIDÍKOVÁ, Michaela; JAROŠ, René; BEHBEHANI, Khosrow et al., 2021. Advanced Bioelectrical Signal Processing Methods: Past, Present, and Future Approach—Part III: Other Biosignals. Online. Sensors 21. Č. 21(18). Dostupné z: https://doi.org/https://doi.org/10.3390/s21186064. [cit. 2024-11-05].
- MyoWare 2.0 Muscle Sensor, 2003. Online. In: Sparkfun. Dostupné z: https://www.sparkfun.com/products/21265. [cit. 2024-10-07].
- NAM, Dahyun; MIN CHA, Jae a PARK, Kiwon, 2021. Next-Generation Wearable Biosensors Developed with Flexible Bio-Chips. Online. Micromachines. Dostupné z: https://doi.org/https://doi.org/10.3390/mi12010064. [cit. 2024-10-10].
- PINHEIRO DE SOUSA, Andreia Sofia a João Manuel R. S. TAVARES. 2012. Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review [online]. Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial [cit. 2025-4-4]. Dostupné z: https://repositorioaberto.up.pt/bitstream/10216/64430/2/67854.pdf
- REICHL, Jaroslav a VŠETIČKA, Martin, 2006. Kódování signálu. Online. In: Encyklopedie fyziky. Dostupné z: http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1355-digitalizace-analogoveho-signalu. [cit. 2025-01-09].
- RICHTER, Miloslav. Vlnková transformace. Online. Dostupné z: https://www.uamt.fekt.vut.cz/~richter/vyuka/0910_mpov/tmp/integral_tr_wavelety.html. [cit. 2025-04-01].
- RUBIN, Devon I., 2019. Needle electromyography: Basic concepts. Online. In: Handbook of Clinical Neurology. S. 243-256. ISSN 0072-9752. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00016-3. [cit. 2025-01-20].
- RUSTAGI, Sarvesh. 2021. Surface Electromyography (sEMG): Signal Propagation, processing and their Analysis. Bulletin of Environment, Pharmacology and Life Sciences [online].

Department of Food Technology, Uttaranchal University, Dehradun, Uttarakhand, India, Vol 10 [9]: 181-184 [cit. 2024-3-3]. ISSN 2277-1808. Dostupné z: https://bepls.com/bepls_august2021/30.pdf

- Sampling of EMG signal. Online. In: Blogspot. Dostupné z: https://2.bp.blogspot.com/-VwttO3GW6f4/U7dYxcR2iXI/AAAAAAAAAYs/g7Hbz3f_xwo/s1600/abs_rms.png. [cit. 2025-03-07].
- Scorpio, 2009. Online. In: Allengers. Dostupné z: https://www.allengersglobal.com/emg-scorpio. [cit. 2025-03-07].
- Skeletal Muscle, 2021. Online. In: Cleveland Clinic. Dostupné z: https://my.clevelandclinic.org/health/body/21787-skeletal-muscle. [cit. 2024-10-03].
- ŠORFOVÁ PH.D., doc. Ing. Monika, 2018. Elektromyografie. Online, skripta. Praha: Univerzita Karlova. Dostupné z: https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1512.html. [cit. 2024-09-03].
- TALEBI, Shaw, 2020. The Wavelet Transform: An Introduction and Example. Online. In: Medium. Dostupné z: https://towardsdatascience.com/the-wavelet-transform-e9cfa85d7b34. [cit. 2025-01-30].
- TANKISI, Hatice, David BURKE, Liying Cui, et al. Clinical Neurophysiology,: Standards of instrumentation of EMG [online]. 2020, 243-252 [cit. 2025-01-30]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245719311782?via%3 Dihub)
- TEJA, Ravi. 2021. Differential Amplifier. Electronics hub [online]. [cit. 2025-02-22]. Dostupné z: https://www.electronicshub.org/differential-amplifier
- Trigno Avanti Sensor. 2024. Delsys Europe [online]. [cit. 2025-03-09]. Dostupné z: https://delsyseurope.com/trigno-avanti/
- UHLÍŘ, Jan a SOVKA, Pavel, 2002. Číslicové zpracování signálů. Praha: Vydavatelství ČVUT. ISBN 8001026132.
- WATELECTRONICS, 2020. What is Band Pass Filter : Circuit & Its Working. Online. In: Watelectronics.com. Dostupné z: https://www.watelectronics.com/what-is-band-pass-filter-circuitits-working/. [cit. 2025-02-25].

Přílohy

Příloha A – Vytvořené algoritmy v Matlabu

A.1 – Algoritmus pro čtení dat z přístroje Delsys

A.2 – Algoritmus pro čtení dat z vlastního přístroje

A.3 – Algoritmus pro zpracování naměřených dat

Příloha B – Naměřená data – elektronicky

B.1 – Naměřená data z vlastního přístroje

B.2 – Naměřená data z přístroje Delsys

Příloha A

A.1 – Algoritmus pro čtení dat z přístroje Delsys

```
%% NAČTENÍ SOUBORU
clear all
name=uigetfile('*.mat'); % Načtení souboru ve formátu *.mat
senzory={'CH1','CH2','CH3','CH4','CH5','CH6','CH7','CH8','CH9','CH10',...
'CH11','CH12','CH13','CH14','CH15','CH16'}; % CH1-CH16 označují všechny sen-
zory Trigno Avanti
ISO=0;
nameISO={};
for k=1
figure
% Načtení EMG dat ze souboru
S=importdata((name)); % Importuje data ze souboru
EMG=S.Analog(1).Data; % Najde analogová (EMG) data v souboru
fvz=2000; % Vzorkovací frekvence přístroje (Hz)
%% VYKRESLENÍ NEFILTROVANÉHO EMG SIGNÁLU ZE VŠECH SENZORŮ
[emg signal,b]=size(EMG);
p=0;
for i= 1:10:min(160,emg_signal) % EMG je v matici uloženo na řádku 1, 11, 21,
atd
p=p+1;
nam_data=EMG((i),:);
datazraww(p,:)=nam_data;
time = (0:length(nam_data)-1) / fvz; % Časová osa ve vteřinách
subplot(4,4,p); % Příkaz rozdělí figure okno na 16 malých oken, aby se při
použití více senzorů zobrazily všechny grafy najednou
plot(time, nam data, 'b'); % Vykreslení nefiltrovaného EMG signálu
% Popis grafu
xlabel('Čas (s)'); % Popisek osy x
title([senzory{p}]); % Název grafu
ylabel('EMG signál'); % Popisek osy y
```

end end

%% VYKRESLENÍ KONKRÉTNÍHO SVALU
emg_signal=datazraww(1 ,:); % Vybere okno pro požadovaný sval (mění se na základě svalu, který chceme znát, při využití více senzorů)
% V případě měření sedlehu u prvního respondenta byl použit senzor CH7, u
ostatních měření byl použit senzor CH1

%% PROVEDENÍ FILTRACE A ÚPRAVY SIGNÁLU algoritmus_pro_zpracovani_namerenych_dat; % Přivolá skript pro zpracování naměřeného EMG signálu a vykreslení

A.2 – Algoritmus pro čtení dat z vlastního přístroje

%% NAČTENÍ SOUBORU

clear all
name=uigetfile('*.wav'); % Načtení souboru ve formátu *.wav
Fs=16000; % Vzorkovací frekvence zvukové karty pro ukládání EMG signálu
[y, Fs] = audioread(name); % Přečtení zvukového souboru
emg_signal=decimate(y,8); % Decimace signálu na nižší frekvenci

% Převod hodnoty ze zvukové karty

zesileni=1000; % Zesílení signálu z přístroje
prevod=1000000; % Převod voltu na mikrovolty
emg_signal=(emg_signal/zesileni)*prevod; % Převedený signál v mikrovoltech
fvz=Fs/8; % Vzorkovací frekvence (Hz)
time = (0:length(emg_signal)-1) / fvz; % Časová osa grafu ve vteřinách

%% VYKRESLENÍ MĚŘENÉHO SIGNÁLU DO GRAFU

figure; plot(time,emg_signal); % Vykreslení nefiltrovaného měřeného signálu title('Zvukový signál'); % Název grafu xlabel('Čas [s]'); % Popis x-ové osy ylabel('Amplituda'); % Popis y-ové osy xlim([0, 20]);

%% PROVEDENÍ FILTRACE, ÚPRAVY SIGNÁLU A JEHO VYKRESLENÍ

algoritmus_pro_zpracovani_namerenych_dat; % Přivolá skript pro zpracování naměřeného EMG signálu a vykreslení

```
A.3 – Algoritmus pro zpracování naměřených dat
```

```
%% PARAMETRY POTŘEBNÉ PRO ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU
% Vzorkovací frekvence (Hz)
    fvz=2000;
% Parametry filtru typu pásmová propust
    pocet k=512;% Počet koeficientů filtru
    dol_prop=20;% Parametr dolní propusti (Hz)
    hor_prop=450;% Parametr horní propusti (Hz)
% Okno na provedení efektivní hodnoty signálu o velikosti 100 vzorků (50 ms)
    cas okno=100;
% Poloviční interval pro výpočet průměrné hodnoty maximální volní kontrakce
    int=0.1:
% Poloviční interval pro výpočet průměrné klidové hodnoty
    interval=0.125;
% Parametry pro filtr typu dolní propust
    rad filtru=2; % Řád filtru
    frekvence=10; % Frekvence filtru dolní propust (Hz)
% Parametry pro určení lokálních maxim
    pomer_prah_hodnota=2/5;
    min_vzdal_max=1.5; % Minimální vzdálenost mezi dvěma sousedními maximy
% Parametry pro filtr typu pásmová zádrž
    poc_frek=50; % Počáteční frekvence pro pásmovou zádrž (Hz)
    frek pasmo=[poc frek-1,poc frek+1]/(fvz/2); % Frekvenční pásmo pro pásmo-
vou zádrž
%% ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU
% Filtr typu pásmová propust
    c_filtr=fir1(pocet_k,[dol_prop/(fvz/2) hor_prop/(fvz/2)], 'bandpass');
    pasmova_propust=filtfilt(c_filtr,1,emg_signal);
% Filtr typu pásmová zádrž
    [b, a]= butter(rad_filtru,frek_pasmo,"stop");
    pasmova zadrz=filtfilt(b,a,pasmova propust);
% Rektifikace signálu (absolutní hodnota)
    c=abs(pasmova zadrz);
% Vyhlazení amplitudy signálu
% pro vyhlazení lze využít jednu z možností níže, a to filtr typu dolní
% propust nebo RMS, jedna z těchto možností musí vždy zůstat zakomentována
% Filtr typu dolní propust
    [b, a]= butter(rad_filtru, frekvence/(fvz/2), "low");
    zpracovana_data=filtfilt(b,a,c);
% Efektivní hodnota signálu, kvadratický průměr pro vyhlazení signálu s dél-
kou okna v ms
    %zpracovana data = sqrt(movmean(dol propust.^2, cas okno));
```

%% NALEZENÍ LOKÁLNÍCH MAXIM V SIGNÁLU

```
% Určení maximální naměřené hodnoty signálu
max mvc=max(zpracovana data);
% Prahová hodnota (mění se na základě nejvyššího maxima, které se vyskytuje v
signálu)
prah_hodnota = pomer_prah_hodnota*max_mvc;
% Určuje minimální vzdálenost, která musí být mezi dvěma sousedními maximy
min_vzdalenost = min_vzdal_max * fvz;
% Nalezení maxim v signálu
[pks, locs] = findpeaks(zpracovana data, 'MinPeakHeight', prah hodnota,
'MinPeakDistance', min_vzdalenost);
for i = 1:length(pks)
% Čas odpovídající pozici maxima
cas maxima = time(locs(i));
% Výpis lokálních maxim do příkazového okna
fprintf('Lokalni maximum %d: Hodnota = %.2f µV v čase = %.2f sekundy\n', i,
pks(i), cas_maxima);
end
=====\n');
```

%% URČENÍ ČASOVÝCH INTERVALŮ PRO VÝPOČET

```
% Proměnné pro výsledky
prum klid hodnoty=[];
prum max hodnoty=[];
pomery=[];
intervaly_pro_maxima={};
intervaly_klidu_zleva={};
intervaly_klidu_zprava={};
% Omezení maxim (nebere se první a posledním lokální maximum)
for i=2:length(locs)-1
      if i < length(locs)</pre>
% Středové body mezi maximy
stred1=round((locs(i-1)+locs(i))/2);
stred2=round((locs(i)+locs(i+1))/2);
% Interval kolem středu mezi dvěma maximy z levé strany
start_int_zleva=round(max(1,stred1-interval*fvz)); % Počáteční hodnota inter-
valu zleva
konec int zleva=round(min(length(zpracovana data),stred1+interval*fvz)); %
Koncová hodnota intervalu zleva
intervaly_klidu_zleva{i}=start_int_zleva:konec_int_zleva;
% Interval kolem středu mezi dvěma maximy z pravé strany
start int zprava=round(max(1,stred2-interval*fvz)); % Počáteční hodnota in-
tervalu zprava
konec_int_zprava=round(min(length(zpracovana_data),stred2+interval*fvz)); %
Koncová hodnota intervalu zprava
intervaly_klidu_zprava{i}=start_int_zprava:konec_int_zprava;
% Interval pro výpočet maxima
```

```
start_max=round(max(1,locs(i)-int*fvz)); % Počáteční hodnota intervalu maxima
konec_max=round(min(length(zpracovana_data),locs(i)+int*fvz)); % Koncová hod-
nota intervalu maxima
```

intervaly_pro_maxima{i}=start_max:konec_max;
 end

%% VÝPOČET INTERVALŮ POTŘEBNÝCH PRO POROVNÁNÍ

```
% Výpočet průměrné klidové hodnoty z jedné a druhé strany od intervalu maxi-
mální volní kontrakce
prum_hod_zleva=mean(zpracovana_data(start_int_zleva:konec_int_zleva));
prum_hod_zprava=mean(zpracovana_data(start_int_zprava:konec_int_zprava));
```

% Výpočet celkové průměrné klidové hodnoty z intervalu prum_klid_hodnota=mean([prum_hod_zleva,prum_hod_zprava]); prum_klid_hodnoty=[prum_klid_hodnoty, prum_klid_hodnota];

% Výpočet průměrné maximální hodnoty z intervalu prum_max_hodnota = mean(zpracovana_data(start_max:konec_max)); prum_max_hodnoty= [prum_max_hodnoty, prum_max_hodnota];

```
% Výpočet poměrného porovnání průměrné hodnoty maximální volní kontrakce
vzhledem k průměrné klidové hodnotě
pomer=prum_max_hodnota/prum_klid_hodnota;
pomery=[pomery, pomer];
```

```
% Průměrné klidové hodnoty bez minimální a maximální hodnoty
min_hodnota_klidu=min(prum_klid_hodnoty);
max_hodnota_klidu=max(prum_klid_hodnoty);
klid_hodnoty_bez_extremu=prum_klid_hodnoty(prum_klid_hodnoty ~= min_hod-
nota_klidu & prum_klid_hodnoty ~=max_hodnota_klidu );
prum klid hodnoty bez extremu=mean(klid hodnoty bez extremu);
```

% Průměrné maximální hodnoty bez minimální a maximální hodnoty

min_hodnota_maxima=min(prum_max_hodnoty); max_hodnota_maxima=max(prum_max_hodnoty); max_hodnoty_bez_extremu = prum_max_hodnoty(prum_max_hodnoty ~= min_hodnota_maxima & prum_max_hodnoty ~= max_hodnota_maxima); prum_max_hodnoty_bez_extremu=mean(max_hodnoty_bez_extremu);

% Průměrné maximální hodnoty bez minimální a maximální hodnoty pomerne_porovnani=prum_max_hodnoty_bez_extremu/prum_klid_hodnoty_bez_extremu;

%% VÝPIS VÝSLEDKŮ DO PŘÍKAZOVÉHO OKNA

```
fprintf('Lokální maximum %.1d\n', i);
fprintf('Průměrná hodnota maximální volní kontrakce z intervalu = %.2f µV\n',
prum_max_hodnota);
fprintf('průměrná klidová hodnota = %.2f µV\n', prum_klid_hodnota);
fprintf('Poměr mezi maximální volní kontrakcí a klidovou hodnotou = %.2f\n',
pomer);
fprintf('------\n');
end
```

%% VYTVOŘENÍ TABULKY S VÝSLEDNÝMI HODNOTAMI

```
lok_maxima=2:length(locs)-1; % Omezení maxim (nebere se první a poslední ma-
ximum)
vysledna_tabulka=table((lok_maxima-1)', prum_max_hodnoty', prum_klid_hodno-
ty', pomery','VariableNames', {'Lokální maximum', 'Průměrná hodnota maximální
```

volní kontrakce (μV)', 'Průměrná hodnota klidu (μV)', 'Poměrné porovnání mezi
max. a klid. hodnotou'});
disp(vysledna_tabulka); % Zobrazení tabulky

%uložení tabulky do excelu

%writetable(vysledna_tabulka, 'nazev_mereni.xlsx')

%% VYPSÁNÍ POMĚRNÉHO POROVNÁNÍ ZE VŠECH HODNOT

fprintf('=========\n'
);
fprintf('Hodnota poměrného porovnání vypočtená ze všech hodnot = %.2f\n', pomerne porovnani);

%% VYKRESLENÍ NEFILTROVANÉHO, FILTROVANÉHO SIGNÁLU, ZOBRAZENÍ LOKÁLNÍCH MAXIM V GRAFU

```
figure;
plot(time,pasmova_propust,'b'); % Vykreslení EMG signálu po filtraci pásmová
propust s rozsahem 20-450 Hz
hold on;
plot(time,zpracovana_data,'g','LineWidth', 1.5); % Vykreslení zpracovaného
EMG signálu
plot(time(locs), pks, 'rv', 'MarkerFaceColor', 'r'); % Vykreslení lokálních
maxim do grafu
```

```
% Popis grafu
xlabel('Čas (s)') % Popis x-ové osy
ylabel('hodnota EMG signálu (µV)') % Popis y-ové osy
title('Naměřený EMG signál') % Název grafu
legend('nefiltrovaný signál','zpracovaný EMG signál','označení lokálních ma-
xim') % Legenda grafu
```

%% VYKRESLENÍ ČASOVÝCH INTERVALŮ A PRŮMĚRNÝCH VYPOČTENÝCH HODNOT V GRAFU

% Vykreslení EMG signálu a zobrazení lokálních maxim figure; hold on; zprac_data=plot(time,zpracovana_data,'b'); % Vykreslení zpracovaných dat lok_max=plot(time(locs), pks, 'rv', 'MarkerFaceColor', 'r'); % Vykreslení lokálních maxim

```
% Vykreslení intervalů pro průměrnou maximální hodnotu a klidovou hodnotu
for i = 2:length(locs)-1
% Interval pro klidovou hodnotu zleva
int_zleva=plot(time(intervaly_klidu_zleva{i}),zpracovana_data(inter-
valy_klidu_zleva{i}), 'c','LineWidth', 1.5);
% Interval pro klidovou hodnotu zprava
int_zprava=plot(time(intervaly_klidu_zprava{i}),zpracovana_data(inter-
valy_klidu_zprava{i}), 'c','LineWidth', 1.5);
% Interval pro maximum
int_max=plot(time(intervaly_pro_maxima{i}),zpracovana_data(intervaly_pro_ma-
xima{i}), 'y','LineWidth', 1.5);
```

```
for i = 2:length(locs)-1
```

```
% Intervaly klidové a maximální hodnoty
    interval klidu zleva = intervaly klidu zleva{i};
    interval klidu zprava = intervaly klidu zprava{i};
    interval_maxima = intervaly_pro_maxima{i};
    % Průměrné hodnoty klidové a maximální hodnoty
    prum hodnota klid = prum klid hodnoty(i-1);
    prum hodnota max = prum max hodnoty(i-1);
    % Časové osy odpovídající intervalům
    time_klid_zleva = time(interval_klidu_zleva);
    time_klid_zprava = time(interval_klidu_zprava);
    time maxima = time(interval maxima);
% Vykreslení horizontálních čar pouze v příslušných intervalech
leva_strana=plot(time_klid_zleva, prum_hodnota_klid *
ones(size(time_klid_zleva)), 'm', 'LineWidth', 2);
prava_strana=plot(time_klid_zprava, prum_hodnota_klid *
ones(size(time_klid_zprava)), 'm', 'LineWidth', 2);
max=plot(time_maxima, prum_hodnota_max * ones(size(time_maxima)), 'm', 'Line-
Width', 2);
end
end
% Popis grafu
xlabel('Čas (s)') % Popis x-ové osy
ylabel('hodnota EMG signálu (μV)') % Popis y-ové osy
title('Naměřený EMG signál') % Název grafu
legend([zprac_data lok_max int_zleva int_max max],{'zpracovaný EMG sig-
```

```
nál','označení lokálních maxim','intervaly pro výpočet průměrné klidové hod-
noty','interval pro výpočet průměrné maximální volní kontrakce','průměrné
hodnoty vypočtené z časových intervalů'}); % Legenda grafu
```