

Možnosti využití analýzy EMG signálu při stanovení lokální svalové zátěže

Diplomová práce

Studijní program:

N3963 Biomedicínské inženýrství

Studijní obor:

Biomedicínské inženýrství

Autor práce:

Bc. Jana Dlouhá

Vedoucí práce:

Mgr. Václav Bittner, Ph.D.

Katedra matematiky a didaktiky matematiky





Zadání diplomové práce

Možnosti využití analýzy EMG signálu při stanovení lokální svalové zátěže

Jméno a příjmení: **Bc. Jana Dlouhá**
Osobní číslo: D19000120
Studijní program: N3963 Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: Biomedicínské inženýrství
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2021/2022**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Shrnout aktuální poznatky o metodikách stanovení lokální svalové zátěže horních končetin s využitím elektromyografie.
2. S využitím aktuálních poznatků z analýzy časových řad vytvořit SW aplikaci pro analýzu EMG signálu.
3. Na základě pilotního experimentálního šetření porovnat tradiční a inovativní přístupy ke stanovení lokální svalové zátěže s využitím elektromyografie.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

V rámci ergonomie práce se v České republice provádí stanovení lokální svalové zátěže s využitím tzv. integrální elektromyografie. Mimo integrační metodu existují však i jiné způsoby zpracování EMG signálu. Cílem této práce je shrnout možnosti využití analýzy EMG signálu ke stanovení lokální svalové zátěže.

Výstupem diplomové práce bude souhrn doporučení pro optimalizaci metodiky stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v ergonomii práce s využitím EMG signálu.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Je možné s využitím sofistikované analýzy EMG signálu získat více relevantních informací o svalovém zatížení než při aplikaci standardní integrální elektromyografie?

Metoda:

Kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Analýza signálu v časové i frekvenční oblasti, rekurentní analýza signálu a entropie signálu.

Vzorek:

V rámci pilotního experimentálního šetření budou analyzovány řádově jednotky vybraných, více méně izolovaných, pohybových úkonů. Počet analyzovaných vzorků EMG signálů bude cca 10 – 20.

Rozsah práce:

Rozsah diplomové práce činí 70-90 stran.

Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

- ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ, 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0367-6.
- ČIHÁK, Radomír, 2001. *Anatomie*. Druhé, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 80-7169-970-5.
- FAJFROVÁ, Svatava. 2015. *SOP – Standardní operační postup: SET I 8 – Měření a hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované EMG*. Liberec. Postup LOVZ při měření a hodnocení lokální svalové zátěže. Premedis s.r.o.
- HUSSAIN, Jaward et al. 2018. Electromyography-A Reliable Technique for Muscle Activity Assessment. *Journal of Telecommunication*. **10**(2-6), 155-159. ISSN 2289-8131.
- KIRAN K. a K. UMA RANI. 2017. Analysis of EMG Signal to Evaluate Muscle Strength and Classification. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)*. **4**(7), 177-182. ISSN 2395-0072. Dostupné také z: <https://www.irjet.net/archives/V4/i7/IRJET-V4I731.pdf>
- MERLETTI, Roberto a Dario FARINA, eds. 2016. *Surface electromyography: physiology, engineering and applications*. Hoboken: IEEE Press series in biomedical engineering. ISBN 978-1-118-98702-5.
- PEÑA, S., A. POLO a C. ROBLES-ALGARÍN. 2019. Implementation of a Portable Electromyographic Prototype for the Detection of Muscle Fatigue. *Electronics* [online]. **8**(6). DOI: 10.3390/electronics8060619. Dostupné také z: <https://doi.org/10.3390/electronics8060619>
- SADIKOGLU, F., C. KAVALCIOGLU a B. DAGMAN. 2017. Electromyogram (EMG) signal detection, classification of EMG signals and diagnosis of neuropathy muscle disease. *Procedia Computer Science* [online]. **120**, 422-429 [cit. 2020-04-30]. DOI: 10.1016/j.procs.2017.11.259. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877050917324717>.
- SALVENDY, Gavriel a Waldemar KARWOWSKI, 2021. *Handbook of Human Factors and Ergonomics*. 5th. Hoboken: John Wiley & Sons. ISBN 978-1-119-63608-3.
- Sbírka zákonů Česká republika: Nařízení vlády č. 361 ze dne 12. prosince 2007, kte rým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci*. 2007. Břeclav: Moraviapress. Č. 361. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: https://www.guard7.cz/files/pdf/nv_07-361.pdf
- ŠIFTA, Petr, 2018. *Obecná kineziologie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 978-80-7494-403-1.

Vedoucí práce:

Mgr. Václav Bittner, Ph.D.
Katedra matematiky a didaktiky matematiky

Datum zadání práce:

30. listopadu 2021

Předpokládaný termín odevzdání:

29. července 2022

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má diplomová práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

12. května 2022

Bc. Jana Dlouhá

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora:	Bc. Jana Dlouhá
Instituce:	Technická univerzita v Liberci
Název práce:	Možnosti využití analýzy EMG signálu při stanovení lokální svalové zátěže
Vedoucí práce:	Mgr. Václav Bittner, Ph.D.
Počet stran:	72
Počet příloh:	3
Rok obhajoby:	2022
Anotace:	Hlavním cílem práce bylo ověřit možnosti využití analýzy EMG signálu při stanovení lokální svalové zátěže. V rámci dílčích úkolů jsme shrnuli aktuální poznatky o metodikách stanovení lokální svalové zátěže horních končetin s využitím elektromyografie a shrnuli i poznatky o stanovení fyzické zátěže v zahraničí. Dále jsme s využitím poznatků z analýzy časových řad vytvořili softwarovou aplikaci pro analýzu EMG signálu. Tu jsme v rámci pilotního šetření vyzkoušeli na experimentálních datech. Závěrem jsme porovnali tradiční a inovativní přístup ke stanovení lokální svalové zátěže s využitím elektromyografie.
Klíčová slova:	EMG, lokální svalová zátěž, analýza EMG signálu

Annotation

Name and surname: Bc. Jana Dlouhá
Institution: Technical University of Liberec
Title: Possibilities of Utilization EMG Signal Analysis During Determining Local Muscular Load Assessment
Supervisor: Mgr. Václav Bittner, Ph.D.
Pages: 72
Appendix: 3
Year: 2022
Annotation: The main goal of this work was to verify the possibilities of using EMG signal analysis in local muscular load assessment. As part of the partial tasks, we summarized current knowledge about the methods of assessing the local muscular load of the upper limbs using electromyography and also summarized the knowledge about the determination of physical activity abroad. Furthermore, using the knowledge from time series analysis, we created a software application for EMG signal analysis. We tested this on experimental data as a part of a pilot survey. Finally, we compared the traditional and innovative approaches to local muscular load assessment using electromyography.
Keywords: EMG, Local Muscular Load, EMG Signal Analysis

Obsah

Seznam zkratek	10
1 Úvod	11
2 Cíle práce	12
3 Stručný přehled kineziologie úchopu	13
3.1 Popis kosterní svaloviny	14
3.2 Fyziologie svalové kontrakce	15
3.3 Vybrané poznatky z elektromyografie	18
3.4 Segmentální stavba horní končetiny a biomechanika úchopu	23
4 Aktuální poznatky o metodách stanovení fyzické zátěže	28
4.1 Celková svalová zátěž, pracovní poloha a ruční manipulace s břemenem	28
4.2 Lokální svalová zátěž (LSZ)	29
4.3 Postup stanovení lokální svalové zátěže v České republice	31
4.4 Vybrané metody používané ve světě	34
4.4.1 Ovako Working Posture Assessment System (OWAS)	34
4.4.2 Rapid Entire Body Assessment (REBA)	36
4.4.3 Rapid Upper Limb Assessment (RULA)	36
4.4.4 Occupational Repetitive Actions (OCRA)	37
4.4.5 Strain Index (SI)	39
4.5 Shrnutí aktuálních poznatků o metodách stanovení lokální svalové zátěže horních končetin	39
5 Vybrané poznatky z analýzy EMG signálu	41
5.1 Časová doména	41
5.2 Frekvenční doména	42
5.3 Nelineární metody	43
6 Implementace analýzy EMG signálu v prostředí MATLAB	45
6.1 Časová doména	45
6.2 Frekvenční doména	47
6.3 Nelineární metody	50
6.4 Aplikace analýzy signálu na experimentální data	51

7	Pilotní studie	53
7.1	Vymezení problému	53
7.2	Použité experimentální metody	53
7.3	Charakteristika výzkumného souboru a metodika sběru dat	54
7.4	Metodika statistického zpracování dat	55
7.5	Analýza výzkumných dat	56
7.6	Analýza výzkumných cílů	62
8	Diskuze	63
9	Návrh doporučení pro praxi	64
10	Závěr	65
	Použitá literatura	71
	Seznam příloh	72
A	Přehled svalů předloktí a ruky	73
B	Blokové schéma EMG holteru GETA Centrum s.r.o.	75
C	Výsledky analýzy výzkumných dat	77

Seznam zkratek

a.	<i>arteria</i> - tepna
A/D	analogově digitální
aj.	a jiné
CNS	centrální nervová soustava
csv	jednoduchý textový formát pro tabulková data (Comma Separated Values)
č.	číslo
ČR	Česká republika
ČSN	Česká soustava norem
EMG	elektromyografie
EN	evropská norma
Fmax	maximální volní svalová síla
FZS	Fakulta zdravotnických studií
HW	hardware
LOVZ	laboratoř ochrany a podpory veřejného zdraví
LSZ	lokální svalová zátěž
m.	<i>musculus</i> - sval
mm.	<i>musculi</i> - svaly
MVC	maximální volní kontrakce (Maximal Voluntary Contraction)
n.	<i>nervus</i> - nerv
např.	například
PC	počítač
pdf	přenosný formát dokumentu (Portable Document Format)
resp.	respektive
s.	strana
Sb.	sbírka
SOP	standardní operační postup
SW	software
TUL	Technická univerzita v Liberci
tzv.	takzvaný
UL WMSDs	muskuloskeletální poruchy související s prací horních končetin (Upper Limbs Work-related Musculoskeletal Disorders)
v.	<i>vena</i> - žíla
xls	typ souboru vytvořený v Microsoft Excel

1 Úvod

Dle aktuálních předpisů je možné stanovovat v České republice lokální svalovou zátěž pouze metodou integrální elektromyografie (Česko, 2007). Ta je měřena EMG holterem, který je za posledních 20 let beze změn a úprava měřeného EMG signálu v něm probíhá hardwarově. Zpětně není možné se k primárním datům dostat. Domníváme se, že v dnešní době je možné řešit analýzu dat softwarovou aplikací, která by umožňovala přístup i k primárním datům. Z tohoto důvodu jsme se pokusili o návrh softwarové aplikace pro analýzu EMG signálu, kterou jsme vyzkoušeli na experimentálních datech. Téma jsme si zvolili pro jeho aktuálnost a návaznost na bakalářskou práci (Václavíková, 2019), ve které jsme zkoumali především vztah mezi vynakládanou svalovou silou a její reakcí v podobě svalového napětí snímaného pomocí EMG.

Tato práce je rozdělena na několik částí. První z nich je nazvaná stručný přehled kineziologie úchopu a je věnovaná poznatkům z anatomie, fyziologie a elektromyografie. Další kapitola se zabývá aktuálními poznatky o metodikách stanovení fyzické zátěže. Je zde rozvedena metodika stanovení lokální svalové zátěže v České republice, nastíněny možnosti stanovení užívané v zahraničí a provedeno stručné porovnání obou přístupů. Další dvě kapitoly jsou věnovány analýze EMG signálu. Nejprve jsme se zaměřili na analýzu EMG signálu obecně a poté jsme se věnovali její implementaci v prostředí MATLAB. Poslední kapitola je věnována pilotní studii, ve které jsme aplikovali poznatky z předchozích kapitol na experimentálně získaný EMG signál.

2 Cíle práce

Hlavním cílem práce bylo ověřit možnosti využití analýzy EMG signálu při stanovení lokální svalové zátěže. V souladu s hlavním cílem práce byly vytyčeny dílčí úkoly:

1. Shrnout aktuální poznatky o metodikách stanovení lokální svalové zátěže horních končetin s využitím elektromyografie.
2. S využitím aktuálních poznatků z analýzy časových řad vytvořit SW aplikaci pro analýzu EMG signálu.
3. Na základě pilotního experimentálního šetření porovnat tradiční a inovativní přístupy ke stanovení lokální svalové zátěže s využitím elektromyografie.

3 Stručný přehled kineziologie úchopu

Abychom se mohli pustit do témat jako je stanovení lokální svalové zátěže (LSZ), musíme začít vymezením některých pojmů z oblasti anatomie, fyziologie a kineziologie. Zmíněné obory jsou velice komplexní a rozsáhlé, nicméně pro potřeby diplomové práce bude stačit jejich okrajová znalost. Zaměřili jsme se na pojmy, které souvisí s LSZ, a které jsou pro pochopení dané problematiky klíčové.

Kineziologie je podobor fyziologie, ale čerpá i z poznatků anatomie a biomechaniky, neurofyziologie, rehabilitačního lékařství apod. (Šifta, 2018). Je tedy zřejmé, že se jedná o vědní obor s širokým přesahem oboru fyziologie. Podle (Dylevský, 2009) jde o multidisciplinární obor, který se zabývá pohybem a řízením pohybu. Pro jednoznačnou orientaci na těle (pro nás po většinu času na horní končetině) je důležité popsat základní názvosloví, které je převzaté z Anatomie 1 (Čihák, 2001).

- proximální - blíže k trupu, horní
- distální - dále od trupu, dolní
- laterální - vnější
- mediální - vnitřní
- ulnární - loketní, vnitřní
- radiální - vřetenní, vnější
- dorsální - zadní
- ventrální - přední

Pohyb je v našem těle vykonáván za pomoci svalové tkáně, která se člení na hladkou svalovinu (někdy je označována jako orgánová), srdeční svalovinu a svalovinu kosterní, která je označována též jako příčně pruhovaná (Čihák, 2001). Jelikož se v naší práci zaměřujeme na volní kontrakci, opomineme dále hladkou a srdeční svalovinu a budeme se věnovat pouze svalovině kosterní. Předtím si ještě objasníme pojmy, které se týkají pohybu vykonávaného právě příčně pruhovanou svalovinou.

- flexe - ohnutí
- extenze - natažení

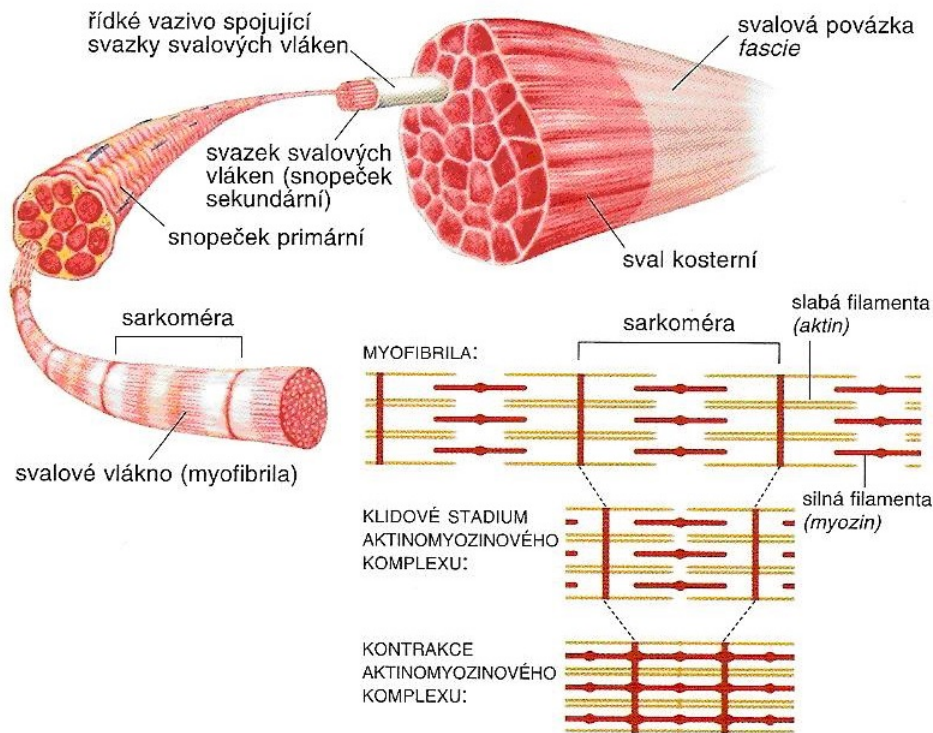
- dukce - postranní pohyb
- abdukce - pohyb vně, upažení
- addukce - pohyb k trupu, připažení
- supinace - otočení dlaní vpřed (palec je od těla)
- pronace - otočení dlaní dozadu (palec je k tělu)

3.1 Popis kosterní svaloviny

Při popisu **kosterní svaloviny** zabrousíme do **myologie**, tedy do nauky o svalech, která se zabývá jejich popisem, názvoslovím, inervací a funkcí (Čapek et al., 2018). Na stavbě svalu se podílí zejména kosterní svalovina. Podíváme-li se na sval na mikroskopické úrovni, objevíme celky označované jako **myofibrily**. Tato vlákénka mohou být tvořena buď aktinem nebo myozinem a podle toho je dělíme na **aktinové** a **myozinové** myofibrily. Jednotlivé myofibrily potom tvoří **svalové vlákno**. Podle jejich nitrobuněčné sestavy jsou specializována buď na krátkodobý intenzivní výkon (tzv. bílá svalová vlákna a rychlá červená vlákna) nebo na dlouhodobý výkon (tzv. pomalá červená vlákna). Tato vlákna se dále spojují v celek, který je označován jako **svalový snopec**. Ten je už na rozdíl od svalových vláken okem viditelný (Rokyta, 2000). Nedílnou součástí svalu je také vazivo, které tvoří povrch svalu (tzv. povázku neboli *fascii*) a šlachy, která na kost přenáší tah svalu. Podíváme-li se na sval jako celek, tak má běžně tzv. vřetenovitý tvar. Jeho užší počátek je označován jako hlava a prostřední širší část je břicho. Hlava bývá uložena proximálně, kde začíná na kosti jako tzv. *origo*. Opačná strana má zase delší šlachy a připojuje se na jinou kost obvykle blízko za kloubem, v kterém sval vykonává pohyb. Tato část je označována jako tzv. úpon nebo *insertio*. Takto vypadá typický končetinový sval, ale jiné svaly se svou stavbou často liší. Mohou mít například více hlav (jako *biceps*, *triceps* nebo *quadriceps*), více bříšek oddělených šlašitou vložkou nebo mohou mít i úplně jiný tvar. Výjimkou nejsou třeba ploché či kruhové svaly (Čapek et al., 2018).

Výše jsme popsali stavbu svalu z anatomického hlediska. Nyní se zaměříme na popis jeho funkce, která je i graficky znázorněna na obrázku 3.1. Z hlediska funkčních celků lze sval rozdělit na **sarkomery**. Jednotlivé sarkomery jsou od sebe oddělené vazivovou přepážkou, tzv. Z-linií. Do ní se vážou již zmíněná aktinová vlákna a souběžně s nimi jsou v sarkomeře uložena myozinová vlákna. Pokud je sval v klidu, pak jsou tato myozinová vlákna zhruba uprostřed sarkomery. Krom toho jsou na něm vázány tzv. relaxační bílkoviny (**troponin** a **tropomyozin**), které jsou součástí vlákna aktinového. Díky této vazbě jsou aktinová a myozinová vlákna do sebe zaklesnutá a pohyb vláken vůči sobě je tak znemožněn (Rokyta, 2000).

Každý sval má svou inervaci. Do svalu vedou nervy, které přivádějí z centrální nervové soustavy (CNS) pokyny k pohybu, který je u příčně pruhovaných svalů řízen naší vůlí. Takový nerv obsahuje **motorická nervová vlákna** neboli **motoneurony**. Jeden takový motoneuron inervuje několik svalových vláken a dohromady tak



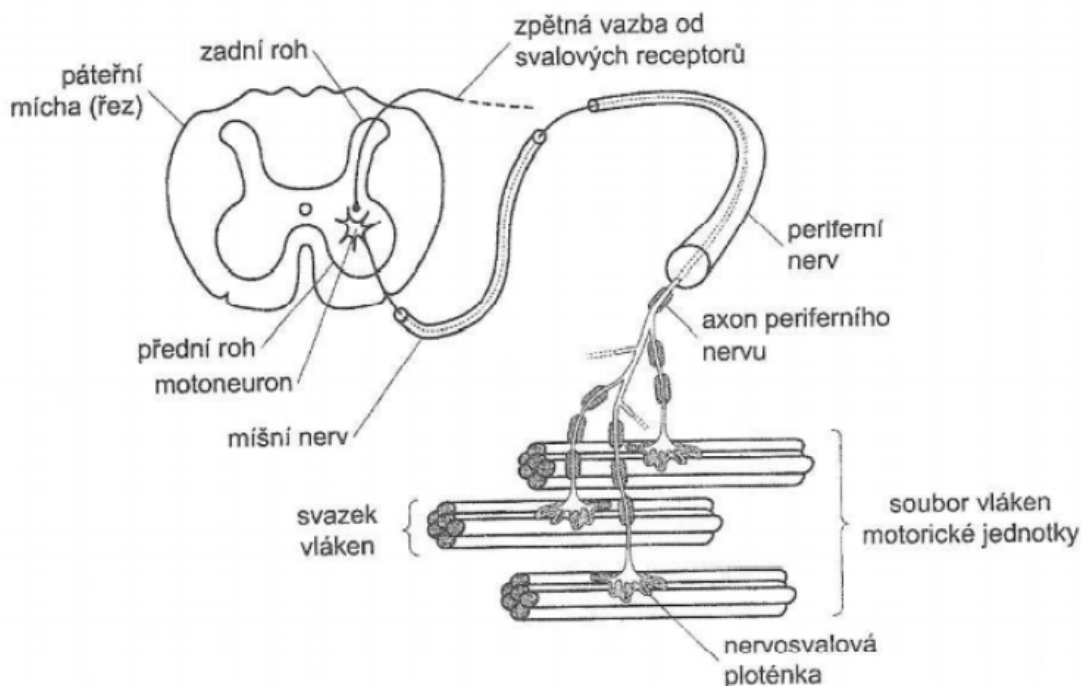
Obrázek 3.1: Stavba kosterního svalu (*Stavba kosterního svalu*, [b.r.])

vytváří **motorickou jednotku**. Motorickou jednotkou se tedy myslí soubor svalových snopců, které jsou ovládané jedním motoneuronem. Jeden motoneuron ovládá 3 až 2000 svalových snopců a obecně platí, že čím méně snopců je na jeden motoneuron, tím motorická jednotka reaguje rychleji a naopak. Proto např. drobné svaly ruky patří mezi menší motorické jednotky. Oproti tomu větší motorické jednotky vynikají dlouhodobým udržováním svalového tonu a zajišťují např. vzpřímené držení těla (Rokyta, 2000). Dále ze svalu (konkrétně z nitrosvalových receptorů, tzv. svalových větének) vedou **senzitivní nervová vlákna**. Ta naopak vedou informaci do nervové soustavy a podávají tak zpětnou vazbu o dosaženém svalovém napětí (o svalovém *tonu*) (Čapek et al., 2018).

3.2 Fyziologie svalové kontrakce

Základní funkcí svalu je jeho stah neboli kontrakce, kterou můžeme rozdělit na dva základní typy. Prvním je **kontrakce izotonická** a druhým je **kontrakce izometrická**. Při izotonické kontrakci se mění délka svalu, ale napětí svalu zůstává po celou dobu kontrakce stejné. Zato izometrická kontrakce je taková kontrakce, při které sval negeneruje žádný pohyb, délka svalu se nemění, a aktivitu svalu lze pozorovat změnou jeho vnitřního napětí (Čihák, 2001).

Pro porozumění vedení vzruchu potřebného k provedení kontrakce z CNS do kosterní svaloviny, musíme zmínit nezbytné informace z neurofyziologie. CNS je jedním



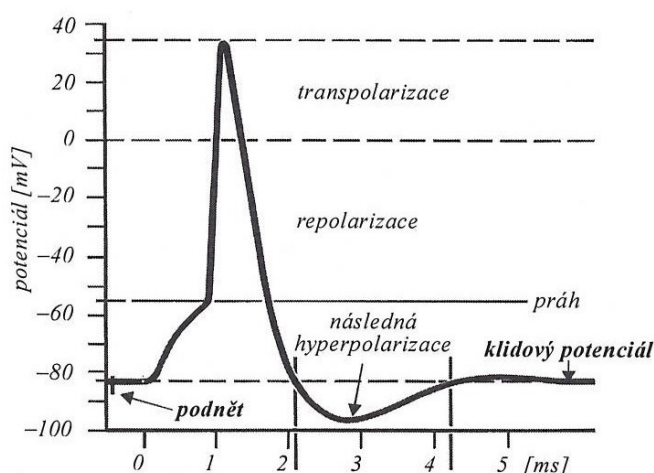
Obrázek 3.2: Motorická jednotka (Penhaker, 2004)

z hlavních regulačních systémů organismu a oproti např. řízení hormonálnímu jsou jeho regulační děje velmi rychlé. Základní stavební jednotkou nervového systému je **neuron**, kterých má člověk v těle 15 - 25 miliard (Rokyta, 2000). Vedle neuronů je nervová soustava tvořena ještě neurogliemi, které mají zejména podpůrnou a metabolickou funkci. Neuron má několik částí. Jednak tělo obsahující jádro a potom krátké výběžky a jeden dlouhý výběžek. Krátké výběžky (**dendrity**) jsou bohatě větveny a vedou impulsy do těla neuronu. Dlouhý výběžek se nazývá neurit nebo také **axon** a je kryt *Schwannovou*, případně *myelinovou pochvou*. Axon vede informaci od těla neuronu na jinou buňku, na kterou se připojuje pomocí synapse. Neuron, který vede informaci z předního rohu páteřní míchy do svalů, se nazývá **motoneuron** a synapse, kterou se připojuje na svalové vlákno, se nazývá **nervosvalová ploténka** (Rokyta, 2000). Celá situace je vidět na obrázku 3.2.

Povrch buněk je tvořen buněčnou membránou, která umožňuje transport některých látek. Krom transportu prostou difuzí skrz membránu, je možný přenos některých iontů pomocí **iontových kanálů**. To jsou místa v buněčné membráně, která jsou tvořena transportními proteiny s vnitřním kanálem, kudy mohou pronikat molekuly o určitých rozměrech. Těmito kanály difundují především ionty Na^+ , K^+ , Cl^- a voda. I když je buňka v klidu, rozložení iontů není uvnitř a vně buňky stejné. Vně buňky (extracelulárně) převládají Na^+ a Cl^- ionty, zatímco uvnitř buňky (intracelulárně) převažují ionty K^+ a především bílkoviny (A^-), které mají silně negativní náboj a přes buněčnou membránu nedifundují (Rokyta, 2000). To způsobuje, že vnitřek buňky je záporný, povrch pozitivní a proto není ani potenciál na membráně roven nule, ale nabývá obvykle hodnoty mezi -50 mV a -90 mV. Tento stav se nazývá

klidový membránový potenciál (Beneš et al., 2015).

Působí-li na neuron podnět, vzniká vzruch neboli **akční potenciál**, který se šíří po nervovém vlákně. Respektive podráždění způsobí otevření iontových kanálů, čímž se pro některé ionty změní propustnost membrány. To odstartuje **depolarizaci** membrány, kdy propustnost pro K^+ ionty vzroste nepatrně, zatímco propustnost pro Na^+ ionty vzroste až 600krát (Beneš et al., 2015). Tím pádem se kladné ionty přemísťují z extracelulárního prostředí do intracelulárního, vyrovnává se záporný náboj uvnitř buňky a membránový potenciál roste k nulové hodnotě. Jak je vidět na obrázku 3.3, na nulové hladině se tento děj nezastaví. Kladný náboj uvnitř buňky narůstá, nastává tzv. transpolarizace a vnitřek buňky je kladný. V nejvyšší hodnotě membránový potenciál dosahuje asi +30 mV až +40 mV. V tomto bodě se Na^+ kanály uzavírají a naopak se otevírají K^+ iontové kanály. Ty proudí ven a způsobují tak pokles membránového potenciálu a tzv. repolarizaci. Napětí na membráně se vrátí téměř k původním hodnotám. Nicméně potenciálová výměna probíhá pomalu dál kvůli změnám dráždivosti buňky a snížené polarizaci nervového vlákna po proběhnutém vzruchu. Tato část se označuje jako následná hyperpolarizace, po chvíli ustane a na membráně se ustaví opět klidový potenciál (Rokyta, 2000).



Obrázek 3.3: Klidový a akční potenciál (Rokyta, 2000)

O tom, zda podnět způsobí odpověď organismu, rozhoduje zákon „*všechno nebo nic*“. To znamená, že podnět musí dosahovat alespoň tzv. prahové intenzity. Pokud ji nedosahuje (je podprahový), reakci nevyvolá. Nicméně pokud je podnět větší intenzity než prahové, vyvolá stejnou odpověď jako podnět prahový. Dále je nutné, aby podnět trval po dostatečně dlouhou dobu. Zde platí, že čím je podnět silnější, tím kratší může být jeho působení a naopak. Mezi intenzitou podnětu a dobou jeho trvání existuje vztah určený chronaxií. Prahová intenzita podnětu je označena jako **reobáze** (R) a **chronaxie** je pak čas, po který musí působit podnět o intenzitě 2R, aby vyvolal odpověď (Rokyta, 2000). Pokud dojde k vyvolání akčního potenciálu, který depolarizuje svalovou buňku, vyplaví se ionty Ca^{2+} , které se naváží na troponin. To způsobí odváznutí tropomyozinu od myozinového vlákna a jeho vtažení do aktinového vlákna. Tím se odkryjí aktivní části aktinu, na které se navazují hla-

vy myozinu. Díky tomu se přitahují aktinová vlákna k sobě, sarkomera se zkracuje a tím se stahuje i celý sval (viz obrázek 3.1 na straně 15). Může dojít ke stažení svalu až na 50 % jeho klidové délky (Rokyta, 2000). V průběhu svalové kontrakce svalová vlákna (resp. zóny, které jsou depolarizovány a repolarizovány) vytvářejí elektrickou aktivitu, kterou je možné snímat pomocí tzv. **elektromyografie (EMG)** (Merletti a Farina, 2016). Jedná se o vyšetřovací metodu, která snímá povrchovou nebo intramuskulární svalovou aktivitu (Čapek et al., 2018). Z toho důvodu se budeme věnovat jednotlivým typům EMG a rozdílům mezi nimi.

3.3 Vybrané poznatky z elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která snímá povrchovou nebo intramuskulární svalovou aktivitu (Čapek et al., 2018). Podobně (Beneš et al., 2015) definuje EMG jako metodu, která se používá ke snímání akčních potenciálů (AP) kosterního svalstva ať už za pomoci jehlových elektrod zavedených přímo do svalu nebo elektrod povrchových, které snímají AP z povrchu kůže nad sledovaným svalem. Jedná se o slabý signál, jehož napětí je jen řádově stovky mikrovoltů a frekvenčně se nachází v rozmezí 50 až 150 Hz. Může interferovat s dalšími, zpravidla silnějšími, signály, tudíž se v EMG záznamu mohou objevit dechové a pohybové artefakty, elektrické signály srdce nebo síťový brum. Síťový brum je nejvýznamnějším šumem v získaném signálu, na druhou stranu je možné ho relativně snadno odfiltrovat pásmovou zádrží. V České republice ji nastavujeme na 50 Hz, v USA bychom volili 60 Hz, a pokud použijeme filtr do šířky cca 3 Hz, pak tím ve většině případů nezpůsobíme významnější zkrácení užitečného signálu (Rozman, 2006). Co se týče fyziologických artefaktů, ty dechové mají nízkou frekvenci. Průměrná dechová aktivita v klidu je 15 až 16 nádechů za minutu (Rokyta, 2000), tedy přibližně 0,25 Hz. Srdeční klidová aktivita se nejčastěji pohybuje v rozmezí 60 až 80 tepů za minutu (Rokyta, 2000), což odpovídá 1 Hz až 1,34 Hz. Z tohoto důvodu můžeme s klidem použít horní propust na 1,5 Hz, aniž bychom se museli obávat, že se ochudíme o signál ze svalů, který nás zajímá. Alternativou k horní propusti je záznam elektrické aktivity srdce pomocí EKG paralelně s měřením EMG a tu poté od EMG záznamu odečíst. Důležité je v případě povrchového snímání myslet i na vzdálenost mezi elektrodou a zdrojem signálu. Pro stejně silné signály platí, že ten, který je blíž, bude silnější než ten, který přichází z větší vzdálenosti (Merletti a Farina, 2016).

EMG se používá zejména k diagnostice poškození nervů, resp. ke stanovení závažnosti jeho poškození. V takovém případě se jedná o tzv. neurální EMG. Další využití je v rámci ergonomie práce, kde se využívá tzv. integrální EMG holter ke stanovení lokální svalové zátěže.

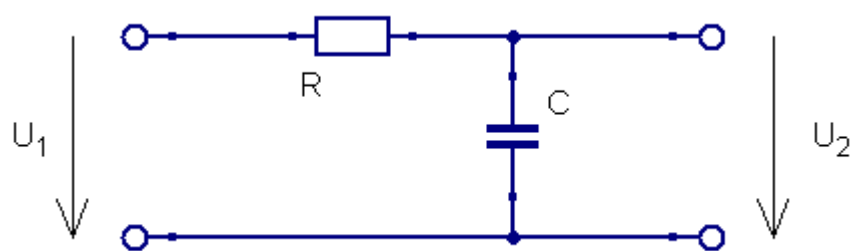
V případě neurálního EMG a posuzování poškození *n. medianus* jakožto nemoci z povolání se měří rychlost vedení vzruchu senzitivními i motorickými drahami *n. medianus* karpálním tunelem. Byť tato metoda nemusí být zcela jednoznačná (i zdravý jedinec bez obtíží může mít sníženou rychlost vedení), jde o objektivní metodu, kterou neovlivní pacient ani stav jeho subjektivních potíží (Kadaňka et al., 2017). Obecně se při neurálním EMG používají povrchové i intramuskulární elek-

trody. V případě povrchového neinvazivního snímání pomocí kruhových elektrod je potřeba pokožku před jejich nalepením připravit. Pomocí brusné pasty se zbaví zrohovatělé vrstvy a odmastí se lihovým přípravkem. Pokud aplikujeme jednorázové elektrody, které obsahují elektrodový gel, stačí je už jen nalepit na požadované místo. V opačném případě je potřeba nanést na pokožku v místě měření ještě dostatečné množství tohoto gelu. Dalším způsobem neinvazivního snímání jsou prstové kroužkové elektrody, které navlékneme na prst, čímž snímáme elektrický potenciál z celého povrchu prstu. Pokud je nutné snímat jen jeden konkrétní sval či dokonce svalové vlákno, pak je nezbytné použít invazivní EMG, tedy použít jehlové elektrody. Ty se po dezinfekci pokožky aplikují přímo do vyšetřovaného svalu. Ať už použijeme jakékoliv snímací elektrody, pro pořízení záznamu je nezbytné mít ještě referenční čili zemnicí elektrodu. Ta je obvykle povrchová diskového tvaru nebo v provedení pásku. Měříme-li rychlost vedení vzruchu, je do EMG zapojena ještě stimulační elektroda, na které můžeme nastavit intenzitu stimulace. Řádově se jedná obvykle o desítky mA. Tato elektroda je povrchová a její umístění a intenzitu stimulace určuje vyšetřující (Rozman, 2006). Z tohoto hlediska lze tedy EMG rozdělit na EMG s aktivní elektrodou nebo jen s elektrodami pasivními.

Pro účely stanovení lokální svalové zátěže, jak již bylo zmíněno, se využívá EMG holter. Způsobu jeho použití k těmto účelům se budeme blíže věnovat v kapitole 4.2, zde zmíníme princip jeho funkce a z čeho se skládá samotné zařízení. EMG holter je tedy jednotka řízená mikroprocesorem, která slouží k záznamu až 4 EMG signálů. Napětové rozmezí signálů je od 0 mV do 1000 mV. Po nasnímání jsou signály integrovány a uloženy do Flash paměti, odkud jsou staženy do PC. Samotný EMG holter sestává ze dvou částí. První z nich je tzv. pocket, který obsahuje měřicí techniku, druhou částí jsou dva dvojité EMG moduly. Elektrická aktivita svalů je snímána z pokožky pomocí jednorázových elektrod. Výrobce předepisuje elektrody se senzory s Ag / AgCl a hypoalergenním elektrodovým gelem se samolepícím lepidlem. Napětí je z elektrody přeneseno kabelem do modulu, který je vyroben z nerezového plechu. V něm dochází k předzesílení signálu, který je dále kabelem skrze pětipinový LEMO konektor přenesen do pocketu. LEMO konektor zajišťuje krom přenosu signálu i napájení modulu a proti neúmyslnému vytažení brání konektor pružinová pojistka. Do pocketu vedou čtyři takovéto LEMO konektory - dva jsou vyhrazeny pro EMG moduly (jeden pro každou končetinu), další může snímat pulzní frekvenci z jednosvodového EKG a jeden další informaci jako je např. teplota. Krom vstupních konektorů je pocket osazen ještě výstupním LEMO konektorem sloužícím k propojením s počítačem pomocí tzv. interface. Všechny tyto konektory se nacházejí na vrchní straně EMG holteru, kde „EMG 1,2“ a „EMG 3,4“ je konektor pro EMG modul, „PULS“ pro EKG modul, „DC“ pro přídavný modul stejnosměrného napětí a „DATA“ pro spojení s interface a následně PC. Mimo konektorů je na horní části pocketu LED dioda, která signalizuje stav zařízení. Pokud bliká slabě, pak je zařízení v pohotovostním režimu, zatímco výrazné blikání značí zaznamenávání signálu. Posledním elementem horní části zařízení je červené tlačítko Markeru, kterým je možné vložit do záznamu značku. Ta může označovat začátek a konec měření nebo přechod na jinou pracovní činnost. Z přední strany EMG holteru je vidět tlačítko start-stop. Je to velice malé tlačítko mírně zapuštěné do panelu proto, aby nebylo

možné ho stisknout omylem. Obvykle lze k jeho stisknutí použít např. obyčejnou tužku nebo podobný předmět. Přímo nad tímto tlačítkem je LED dioda, která má stejný význam jako LED dioda na horním panelu. Slabým blikáním tedy signalizuje, že je zařízení v pohotovostním režimu, zatímco výrazné blikání značí provoz EMG holteru. Druhá LED dioda umístěná vpravo signalizuje stav baterie. EMG holter je napájen čtyřmi sériově zapojenými tužkovými akumulátory (NiMH nebo NiCd články) o jmenovitém napětí 1,2 V, případně AA bateriemi o jmenovitém napětí 1,5 V. Napájecí blok má tedy napětí 4,8 V v případě použití akumulátorů, nebo 6 V při použití AA baterií. Poklesne-li napětí tohoto zdroje pod 4,2 V, pak se dioda signalizující stav baterií rozsvítí. V takovém případě je možné spolehlivě zaznamenávat ještě alespoň hodinu. Při měření je spotřeba energie mezi 20 mAh a 30 mAh, při komunikaci s PC 60 mAh. V závislosti na kapacitě použitých akumulátorů (1300 až 1600 mAh) pak zařízení zvládne cca 26 až 32 h provozu. Na čelním panelu je ještě umístěn blok přepínačů, kterými se nastavuje citlivost snímání jednotlivých kanálů. Citlivost lze nastavit v 10 stupních, přičemž 1 znamená nízkou citlivost a 0 nejvyšší citlivost. Přechod citlivosti je nastaven tak, že každá vyšší hodnota citlivosti je vždy dvojnásobkem předchozí hodnoty citlivosti. Přepínačů je celkem pět, čtyři jsou pro EMG moduly a poslední je pro EKG modul. Nad každým přepínačem je kontrolní LED dioda, která svítí, pokud má signál větší napětí než je 70 % zvoleného rozsahu citlivosti. Na zařízení jsou kladeny vysoké požadavky, co se týče mechanické, elektromagnetické a elektrostatické odolnosti. Z tohoto důvodu je vnější obal přístroje vyroben z ocelového plechu o tloušťce 0,8 mm (GETA Centrum s.r.o., 2002).

Signál předzesílený v EMG modulech putuje do pocketu, kde je nejprve filtrován pásmovou zádrží na síťový brum, tedy 50 Hz. Následně je signál zesílen AC zesilovačem a poté usměrněn pomocí diody. V tomto kroku zároveň dochází k detekci frekvence původního EMG signálu (GETA Centrum s.r.o., 2002). Usměrněný a zesílený signál je integrován v RC článku, který plní funkci jak matematického integrátoru, tak funkci dolní propusti. RC článek je zapojením rezistoru s kondenzátorem do série, viz obrázek 3.4.



Obrázek 3.4: Schéma RC článku pro rovnice 3.1 - 3.3 (autor)

Následujícími rovnicemi, které se vztahují ke schématu na obrázku 3.4, se pokusíme vysvětlit funkci RC článku jako dolní propusti.

$$U_1 = (R + X_C) \cdot I = \left(R + \frac{1}{\omega C \cdot j} \right) \cdot I, \quad (3.1)$$

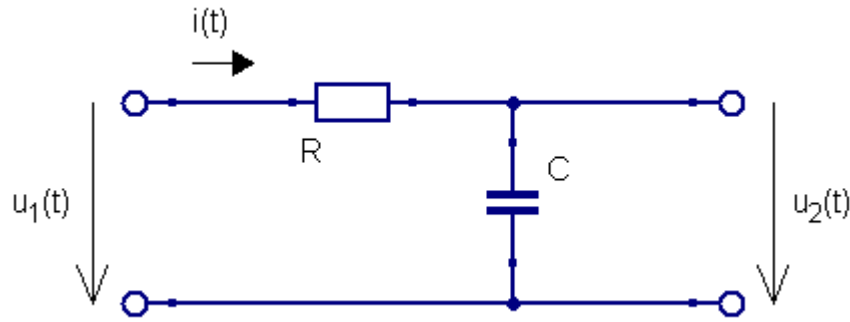
$$U_2 = X_C \cdot I = \frac{1}{\omega C \cdot j} \cdot I, \quad (3.2)$$

kde R je odpor rezistoru, X_C reaktance kondenzátoru, I proud vyjádřený v komplexním tvaru, ω je úhlová frekvence proudu, C kapacita kondenzátoru a j imaginární jednotka. Přenos článku A můžeme vyjádřit rovnicí 3.3, která vychází z rovnic 3.1 a 3.2.

$$A = \frac{U_2}{U_1} = \frac{\frac{1}{\omega C \cdot j} \cdot I}{\left(R + \frac{1}{\omega C \cdot j}\right) \cdot I} = \frac{1}{\omega C \cdot j} \cdot \frac{\omega C \cdot j}{R\omega C \cdot j + 1} = \frac{1}{R\omega C \cdot j + 1} = \frac{1}{R2\pi fC \cdot j + 1} \quad (3.3)$$

Z rovnice 3.3 je zřejmé, že při nízkých frekvencích dochází k přenosu RC článku, zatímco při vysokých frekvencích se přenos článku snižuje. Tím dochází k útlumu signálu o vysokých frekvencích a RC článek tak funguje jako dolní propust.

Funkci RC článku jako matematického integrátoru můžeme vysvětlit na základě Kirchhoffových zákonů a Ohmova zákona pomocí rovnic 3.4 - 3.8 dle schématu na obrázku 3.5.



Obrázek 3.5: Schéma RC článku pro rovnice 3.4 - 3.8 (autor)

$$u_1(t) = u_R(t) + u_2(t) = R \cdot i(t) + u_2(t) \quad (3.4)$$

$$i(t) = \frac{dQ}{dt} = \frac{d(C \cdot u_2(t))}{dt} = C \cdot \frac{d(u_2(t))}{dt} = C \cdot u_2'(t) \quad (3.5)$$

Dosadíme-li $i(t)$ z rovnice 3.5 do rovnice 3.4, pak získáme rovnici 3.6.

$$u_1(t) = RC \cdot u_2'(t) + u_2(t) \quad (3.6)$$

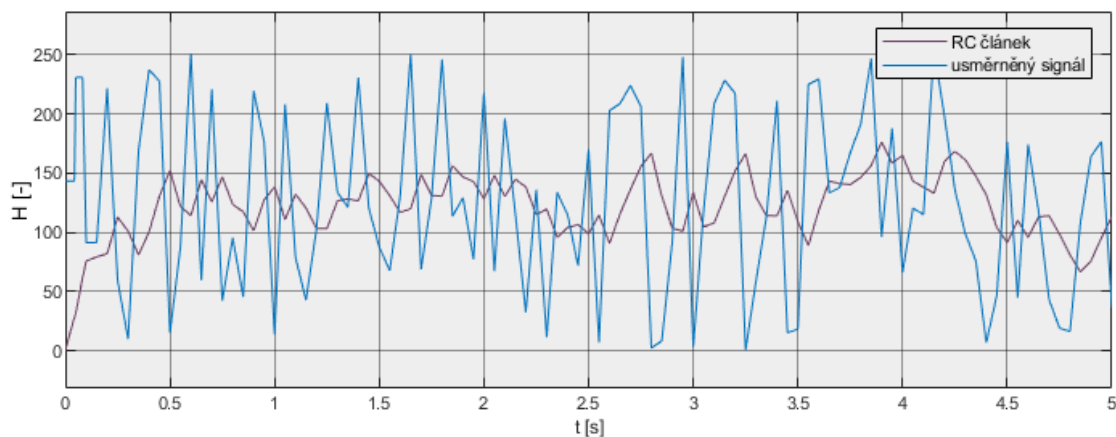
Z rovnice 3.6 vyjádříme a získáme vztah pro první derivaci $u_2(t)$ v rovnici 3.7.

$$u_2'(t) = \frac{u_1(t) - u_2(t)}{RC} \quad (3.7)$$

Po integraci získáme konečnou rovnici 3.8.

$$u_2(t) = \int u_2'(t) dt = \int \frac{u_1(t) - u_2(t)}{RC} dt \quad (3.8)$$

Proces popsaný v rovnicích 3.4 až 3.8, tedy integrační efekt RC článku jsme nasimulovali v Simulinku od Matlabu a na obrázku 3.6 můžeme vidět, jak se usměrněný signál změní po průchodu RC článkem.



Obrázek 3.6: Usměrněný signál před integrací (modře) a po průchodu RC článkem (fialově) (autor), $H[-]$: bezrozměrná hodnota v softwaru EMG Analyzer závislá na nastaveném zesílení

Po průchodu RC článkem je analogový signál převeden na signál digitální jeho vzorkováním s frekvencí 20 Hz. Takový digitální signál je převeden na výsledný signál o frekvenci 2 Hz tak, že je každých 10 za sebou jdoucích hodnot průměrováno. Signál je uložen do Flash paměti a připraven ke stažení do PC. V PC je signál průměrováním dvou sousedních hodnot převeden na signál o frekvenci 1 Hz (GETA Centrum s.r.o., 2002). Elektrické schéma EMG holteru je v příloze B.

K propojení EMG holteru s PC slouží interface. Jedná se o zařízení napájené 9V baterií, které se připojí k EMG holteru pomocí 5 pinového LEMO konektoru a do PC pomocí kabelu se standardní 9 pinovou D-sub zásuvkou (DE-9 F). Důvodem propojení skrze interface je potřeba oddělení elektrických obvodů pocketu a PC. To zajišťuje optočlen v interface, který umožňuje přenos dat nemetalickou cestou. Takto přenesená data můžeme dále zpracovávat v programu EMG Analyzer. Jedním z problémů, který může nastat, je skutečnost, že data z EMG holteru nepředstavují přímo napětí na svalech, ale jsou převedena na bezrozměrnou hodnotu v rozmezí 0 až 255. Ta je závislá na zvoleném zesílení. Abychom z ní mohli dostat opět napětí v μV musíme použít vzorec 3.9

$$U = H \cdot \frac{80}{2^{(Z-1)}}, \quad (3.9)$$

kde U je naměřené napětí v μV , H je bezrozměrná hodnota zobrazovaná softwarem EMG Analyzer a Z je použitý stupeň zesílení (GETA Centrum s.r.o., 2002). Každopádně v EMG holteru dochází k integraci snímaného signálu hardwarově a není možnost dostat se k původnímu signálu naměřenému na svalech. V dnešní době velkého softwarového pokroku vyvstává otázka, proč tento úkon neřešit právě na softwarové úrovni, kdy by bylo možné si zvolit signál, s kterým chceme pracovat, případně i další

modality, které softwarová analýza umožňuje. Tento způsob zpracování signálu je výrazně variabilnější a domníváme se, že může přinést mnoho dalších výhod, které hardwarové zpracování neumožňuje. Z tohoto důvodu se budeme této analýze blíže věnovat v kapitole 5.

3.4 Segmentální stavba horní končetiny a biomechanika úchopu

Jak bylo řečeno v předchozí části, v ergonomii práce se využívá EMG ke stanovení lokální svalové zátěže. Ta se týká především různých způsobů provádění úchopů, manipulace s předměty a drobné montáže. Z toho důvodu je potřeba se zaměřit na segmentální strukturu horní končetiny, na kterou navážeme popisem biomechaniky úchopu.

Kostra horní končetiny

Pohyb ruky je velice jemný a přesný a tomu odpovídá i její bohaté členění. Kostí ruky lze rozčlenit na tři části: kosti zápěstí (*carpus*), kosti záprstí (*metacarpus*) a články prstů (*phalangy*). *Phalangy* jsou 3 na každém prstu krom palce, kde jsou *phalangy* jen dva. Kostí *metacarpu* je celkem 5, tedy na každém prstu jedna, jsou proximálně od již zmíněných *phalangů*. S kostmi *carpu* už je to poněkud složitější. Navazují proximálně od kostí *metacarpu* a tvoří dlaň a hřbet ruky. Jsou uloženy ve dvou řadách po čtyřech. Opomenout nemůžeme ani kosti předloktí - kost loketní (*ulna*) a kost vřetenní (*radius*), které se scházejí v loketním kloubu. Od loktu proximálně se nachází kost pažní (*humerus*), která je svou hlavicí vsazena do kloubní jamky lopatky (*scapuly*). A nakonec lopatka společně s klíční kostí (*claviculou*) tvoří pletenec horní končetiny (Čihák, 2001).

Svalstvo horní končetiny

Pohyb horní končetiny je veden svaly, které se upínají z osového skeletu na pletenec horní končetiny a všemi svaly uloženými dále distálně. Můžeme je dělit podle jejich umístění a pak hovoříme o svalech horního pletence, paže, předloktí a ruky. Kompletní přehled svalů předloktí a ruky najdeme v příloze A, zde si vystačíme s jejich stručnějším popisem. Svaly předloktí jsou rozděleny na 3 skupiny - přední, laterální a dorsální. Přední skupina je členěna do 4 vrstev. Povrchová vrstva provádí pohyb především v loketním a zápěstním kloubu, zatímco hlubší vrstvy svalů flektují prsty. Laterální a dorsální skupina svalů předloktí je uložena ve dvou vrstvách. Laterální skupina má účinek na loketní a zápěstní kloub, dorsální skupina má za úkol především extenzi prstů. Svaly ruky je možné rozdělit na skupinu palcovou (provádí pohyby palce), malíkovou (provádí pohyby malíku) a svaly uložené na 2.-5. prstu (*mm. lumbricales* a *mm. interossei*) (Čihák, 2001).

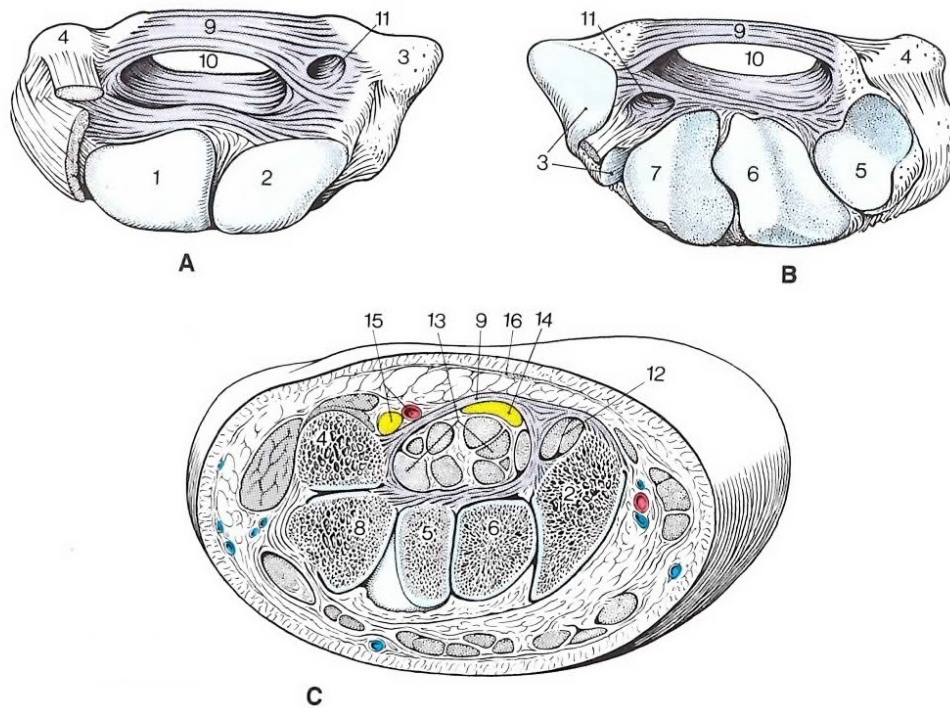
Biomechanika úchopu

Svaly v lidském těle jen zřídka pracují odděleně. Zapojují se současně tak, dosáhly kýženého efektu, ať už je to vzpřímený stoj, upažení nebo třeba úchop nějakého předmětu. Na základě jejich spolupráce lze svaly označit jako agonisty, antagonisty nebo synergisty. **Agonista** je hlavním svalem, který vykonává pohyb tím, že se stahuje a pomocí šlachy tahá za kost, na kterou se upíná. Z toho vyplývá, že zde musí být i druhý sval, který za kost zatáhne v opačném směru, budeme-li chtít kost vrátit do výchozí polohy. Takovému svalu, který vykonává opačný pohyb než agonista, se říká **antagonista**. Ve vztahu agonista - antagonist platí, že pokud se agonista stahuje, potom se antagonistický sval musí prodlužovat. Ne vždy dochází k jeho úplnému uvolnění, protože antagonistický sval může plnit funkci zpomalení nebo zastavení pohybu prováděného agonistou. Příkladem může být flexe loketního kloubu, která je primárně prováděna smršťováním dvojhlavého svalu pažního (*m. biceps brachii*). V tomto případě je antagonistou trojhlavý sval pažní (*m. triceps brachii*), který se uvolňuje. Při zpětné extenzi v loketním kloubu se naopak stahuje *m. triceps brachii*, který se stává při tomto pohybu agonistou a antagonistický *m. biceps brachii* se uvolňuje. V uvedeném příkladu hrají důležitou roli ještě **synergisté**, tedy svaly pomocné, které se účastní stejného pohybu jako agonista. Těmi jsou v případě flexe loketního kloubu např. *m. pronator teres* nebo *m. palmaris longus* (Dylevský, 2007; Čihák, 2001).

Základním předpokladem úchopu je flexe prstů a opozice palce. *Mm. lumbricales* jsou prvními svaly, které zahajují úchop. Svou činností flektují prsty v metakarpofalangových kloubech a poté se přidává *m. flexor digitorum superficialis*, který ohýbá proximální interfalangové klouby a nakonec se zapojuje *m. flexor digitorum profundus*, který provede flexi v distálních interfalangových kloubech (Dylevský, 2009). Současně s flexí prstů probíhá uvedení palce do opozice, které provádí *m. opponens pollicis* v synergii s abduktory *m. abductor pollicis longus et brevis*, flexory *m. flexor pollicis longus et brevis* a adduktorem *m. adductor pollicis* (Čihák, 2001). Podstatným předpokladem k úchopu je i tvar, klenutí a rozsah kloubních ploch karpálních kostí. Kromě kosti hráškové (*os pisiforme*), která se na pohybu ruky nepodílí, mají všechna tato skloubení značný význam pro úchopovou funkci ruky (Dylevský, 2009).

Úchop je pro člověka naprosto běžnou každodenní činností, a pokud jsou úchopy i častou pracovní náplní, může dojít k přetížení svalů a k zánětu šlach. K častým zánětům dochází na pochvách šlach flexorů prstů a palce (*m. flexor digitorum superficialis et profundus* a *m. flexor pollicis longus*). Tyto šlachy procházejí společně s nervem (*n. medianus*) karpálním tunelem. **Karpální tunel** je průchod z předloktí do dlaně, který je ohraničený karpálními kostmi a vazivovým pruhem označovaným jako *retinaculum flexorum*. Fyziologický stav je vidět na obrázku 3.7. Při zánětu pochvy šlach zduří, což má za následek útlak *n. medianu* a jeho následnou obrnu. V důsledku přetížení může vzniknout i funkční porucha, v tomto kontextu nejčastěji tzv. **syndrom karpálního tunelu**. Jedná se o útlakovou neuropatii vznikající v oblasti zápěstí. Příčinou je dlouhodobé nadměrné a jednostranné přetěžování ruky a zápěstí, vliv vibrací, případně i jiná onemocnění jako je diabetes mellitus¹ nebo tyreopatie

¹chronické onemocnění metabolismu, jehož hlavním projevem je hyperglykémie v důsledku ne-



Obrázek 3.7: Řez karpálním tunelem (Platzer, 1996) 1-8 kosti zápěstí, 9 retinaculum flexorum, 10 karpální tunel - ulnární oddíl, 11 karpální tunel - radiální oddíl, 12 šlachy *m. flexor carpi radialis*, 13 šlachy *m. flexor digitorum superficialis et profundus*, 14 *n. medianus*, 15 *a. et v. ulnaris*, 16 *aponeurosis palmaris se šlachou m. palmaris longus*

² (Minks et al., 2014). Některé případy jsou ovšem i idiopatické, tedy bez známé příčiny (Duncan a Kakinoki, 2017). V každém ohledu se podle neurologů (Minks et al., 2014) jedná o jednoznačně nejčastější mononeuropatii vůbec a společně s Národním registrem nemocí z povolání (Fenclová et al., 2021) se shodují na tom, že jde zároveň i o nejčastější nemoc z povolání vůbec. V roce 2020 byl syndrom karpálního tunelu diagnostikován celkově 284krát. Z toho 109krát v důsledku práce s vibrujícími nástroji a 175krát kvůli nadměrnému jednostrannému přetěžování (Fenclová et al., 2021). Nadměrné jednostranné přetěžování je charakterizováno vysokou LSZ, která je způsobená buď velkým počtem pohybů s využitím menší svalové síly nebo naopak menším počtem pohybů s vynaložením větší svalové síly (Fajfrová, 2020). Nicméně svaly, jejichž šlachy procházejí karpálním tunelem a způsobují tak syndrom karpálního tunelu, jsou uloženy ve 2. a 3. vrstvě svalů předloktí (viz A). Zároveň víme z kapitoly 3.3, že signály, které vznikají ve větší hloubce, nejsou na EMG snímány stejně silně, jako signály z menší hloubky (Merletti a Farina, 2016). Proto je otázkou,

dostatku inzulínu (diabetes mellitus 1. typu) či necitlivosti tkáně na inzulín (diabetes mellitus 2. typu) (Rokyta, 2000)

²onemocnění štítné žlázy, při kterém dochází k nedostatečné produkci jejích hormonů (hypothyreóza) nebo naopak k jejich nadměrné produkci (hyperthyreóza) (Rokyta, 2000)

zda měření LSZ pomocí EMG na předloktí je vhodnou prevencí vzniku syndromu karpálního tunelu, mezi jehož projevy patří paresteziemi³ či dysesteziemi⁴ 1.-4. prstu a atrofii svalů palce. Objevuje se i neschopnost provedení abdukce a opozice palce, což má v kombinaci s dysestezií 1. až 4. prstu za následek ztrátu jemné motoriky (Minks et al., 2014). Některé zdroje uvádějí i bolest vystřelující z ruky proximálně či noční buzení v důsledku nutnosti si ruku „vyklepat“ (Duncan a Kakinoki, 2017).

Syndrom karpálního tunelu je možné diagnostikovat díky elektromyografickému (EMG) vyšetření. Pro tyto potřeby a následné hlášení jako nemoci z povolání je k dispozici standard elektrofyzilogického vyšetření (Kadaňka et al., 2017). V něm jsou popsány jednotlivé stupně syndromu karpálního tunelu podle EMG nálezu (jako nemoc z povolání jsou brány nálezy odpovídající nejméně středně těžké poruše (Česko, 1995)) a zejména je v něm definován postup měření. Sjednocení postupu měření je nezbytné pro porovnávání jednotlivých nálezů i napříč měřícími pracovišti. O takové opatření se snažilo i Ministerstvo zdravotnictví České republiky vydáním věstníku č. 10 v roce 2003 (Česko, 2003a). Nicméně podle článku Profesionální syndrom karpálního tunelu z odborného periodika Neurologie pro praxi (Minks et al., 2014) není tento standard příliš dodržován. To vede k problémům při posuzování nemocí z povolání, nicméně více než následná diagnostika syndromu karpálního tunelu je pro nás důležitá jeho prevence. K té přispívají i podmínky pro zařazování prací do kategorií podle vyhlášky č. 432 z roku 2003 (Česko, 2003b). V ní nalezneme konkrétní limity pro řazení do jednotlivých kategorií, které přiblížíme v další kapitole.

V seznamu **nemocí z povolání** v nařízení vlády č. 290 z roku 1995 (Česko, 1995) jsou pod položkou II.7 obecně zařazeny nemoci periferních nervů horních končetin charakteru ischemických nebo úžinových neuropatií v důsledku práce s vibraujícími nástroji. V souvislosti s LSZ je pod položkou II.10 uvedena nemoc periferních nervů končetin charakteru úžinového syndromu z dlouhodobého nadměrného jednostranného přetěžování (Česko, 1995). V obou zmíněných případech je uznání nemoci z povolání podmíněno klinickými příznaky a patologickým EMG nálezem odpovídajícími nejméně středně těžké poruše. Zákon tedy definuje nemoc z povolání jako nemoc vznikající nepříznivým působením škodlivých vlivů, pokud vznikly za podmínek uvedených v seznamu nemocí z povolání (Česko, 1995). Definuje je tak výčtem společně s charakteristikou pro jejich vznik. To potvrzuje i docentka Kneidlová (Švábová et al., 2015) a dodává, že nejde jen o onemocnění chápané v kontextu medicíny a biologie, ale je nutné se na problematiku dívat skrze aktuálně platné předpisy. Ty určují, jaké onemocnění a za jakých podmínek může být jako nemoc z povolání ohlášeno (Švábová et al., 2015). Podezření na nemoc z povolání může vyslovit kterýkoliv lékař nebo dokonce i osoba, která onemocněním trpí. Nicméně posouzení, uznání a ohlášení nemoci z povolání provádí lékař pracovního lékařství. Směrodatná je v tomto ohledu vyhláška č. 104 z roku 2012 o stanovení bližších požadavků na postup při posuzování a uznávání nemocí z povolání a okruh osob, kterým se předává lékařský posudek o nemoci z povolání, podmínky, za nichž nemoc nelze nadále uznat za nemoc z povolání, a náležitosti lékařského posudku - vyhláška o posuzování nemocí z povolání (Česko, 2012). Kromě hlášení o vzniku

³pocit brnění a píchání

⁴porucha hmatové odezvy

nemoci z povolání ukládá i povinnost vydat lékařský posudek v případě zjištění, že pracovník již nemocí z povolání netrpí. Dle Kenidlové (Švábová et al., 2015) mohou nemoci z povolání vzniknout i v případě, že jsou dodrženy všechny právní předpisy vázající se k ochraně zdraví pracovníka nebo k pracovnímu prostředí. Jejich vznik tak není vázán na „rizikovost“ práce nebo pracovního prostředí. Legislativa tedy myslí i na možné zproštění odpovědnosti zaměstnavatele za škodu na zdraví, rozhodnout tak může pouze soud (Česko, 2012).

4 Aktuální poznatky o metodách stanovení fyzické zátěže

Ergonomie je interdisciplinární obor, který se komplexně zabývá činností člověka, jakožto i jeho vazeb s technikou a prostředím. Jejím cílem je optimalizovat tyto vztahy tak, aby nedocházelo k nadměrné psychofyzické zátěži a naopak z této interakce člověk profitoval v oblasti osobního rozvoje (Chundela, 2013). Podle publikace IEA (Mezinárodní ergonomické asociace) (Nael et al., 2008) je ergonomie studium lidských faktorů, tedy vědní disciplína, která studuje interakce mezi člověkem a dalšími elementy systému. Zároveň ergonomii vnímá jako profesi, která s uplatněním teorie, principů, dat a metod zlepšuje lidskou pohodu a výkonnost celého systému. V dnešní době automatizace a robotizace se může zdát, že ergonomie práce je na ústupu, když za člověka pracují stroje, nicméně opak je pravdou. Výrobní procesy se neobejdou bez všelijakých strojů, zařízení a nástrojů, které zvyšují přesnost a kvalitu produktů a také celou výrobu zrychlují a zlevňují. Tyto stroje ovšem velmi často potřebují lidskou obsluhu. Klade tedy na pracovníka jisté požadavky, co se týče dovedností a schopností, které by neměly být nad jeho síly a mimo jeho možnosti. To by vedlo nejen k přetížení a možné újmě na zdraví pracovníka, ale i ke kolapsu celého výrobního systému (Chundela, 2013). Fyzická zátěž se dle (Česko, 2007) dělí na celkovou fyzickou zátěž, lokální svalovou zátěž, pracovní polohu a ruční manipulaci s břemenem.

4.1 Celková svalová zátěž, pracovní poloha a ruční manipulace s břemenem

Celková fyzická zátěž je definovaná jako zátěž dynamického charakteru, kdy je fyzická práce vykonávána velkými svalovými skupinami se zatížením více jak 50 % svalové hmoty. V ČR se posuzuje podle energetické náročnosti pomocí energetického výdeje a pomocí hodnot srdeční frekvence (Česko, 2007). Přípustné hygienické limity jsou uvedené ve sbírce (Česko, 2007).

Hodnocení **pracovní polohy** je prováděné na základě jejího zařazení mezi přijatelné, podmíněně přijatelné a nepřijatelné pracovní polohy. Tyto kategorie jsou definované v nařízení vlády (Česko, 2007). V nepřijatelné pracovní poloze může být pracovník za osmihodinovou směnu celkově maximálně 30 minut. Z toho pokaždé může být v nepřijatelné pracovní poloze maximálně 1 až 8 minut dle konkrétní pracovní polohy. Podmíněně přijatelné pracovní polohy mohou být v osmihodinové

směně zastoupené maximálně 160 minut a současně platí pravidlo dílčího setrvání v poloze max 1 až 8 minut dle konkrétní pracovní pozice (Česko, 2007). V příloze nařízení vlády (Česko, 2007) najdeme jednotlivé nepřijatelné a podmíněně přijatelné polohy pro trup, krku a hlavu, horní a dolní končetiny i pro polohy kloubů obecně.

Při **ruční manipulaci s břemenem** je posuzovaná hmotnost ručně manipulovaných břemen, jejich kumulativní hmotnost, vynakládaný energetický výdej nebo srdeční frekvence a také podmínky, za kterých k ruční manipulaci dochází. Muži mohou občasně zvedat a přenášet až 50 kg, často až 30 kg a v sedě mohou ručně manipulovat s břemenem o maximální hmotnosti 5 kg. Kumulativní hmotnost nesmí v osmihodinové směně překročit 10.000 kg. Obdobně je pro ženy stanoven limit na hmotnost břemene 20 kg při občasné ruční manipulaci, 15 kg při časté manipulaci, 3 kg pro manipulaci v sedě a kumulativně mohou za osmihodinovou směnu manipulovat maximálně s 6.500 kg (Česko, 2007). Dále zákon (Česko, 2007) upravuje podmínky ruční manipulace pro těhotné a kojící ženy, ženy do konce 9. měsíce po porodu a mladistvé.

Pro všechny výše zmíněné kategorie jsou uváděny limity na osmihodinovou směnu s tím, že pokud se jedná o delší směnu, pak se limit navyšuje o 5 % na každou hodinu, maximálně pak o 20 % při směně dvanáctihodinové (Česko, 2007).

4.2 Lokální svalová zátěž (LSZ)

Pokud při výkonu práce zatěžujeme malé svalové skupiny končetin, mluvíme o LSZ (Česko, 2007). Při jejím hodnocení musíme zohlednit vynakládanou svalovou sílu, počty pohybů a pracovní polohu končetin při průměrné směně. Za **průměrnou směnu** je považována osmihodinová směna, která musí odpovídat obvyklým pracovním podmínkám, kdy doba výkonu jednotlivých pracovních operací odpovídá skutečné míře zátěže. Krom výše zmíněných kritérií je nutné posoudit ve vzájemné souvislosti ještě faktory nadměrnosti, jednostrannosti a dlouhodobosti práce. Nadměrnost a jednostrannost je hodnocena z hlediska zátěže stejných anatomických struktur a nutně ve vzájemné souvislosti, kdy nás zajímá poměr vynakládaných sil k jejich časovému působení. Krom velikosti síly a doby, po kterou působí v průběhu pracovního úkonu, posuzujeme ještě pracovní polohu těla a končetin, rozsah pohybů, střídání pracovních pohybů a jejich četnost při pracovním úkonu. Dále hodnotíme střídání pracovních úkonů v průběhu pracovní doby či jiných časových úseků. Faktor dlouhodobosti je definován jako doba poškozování, která vylučuje úrazový mechanismus (Česko, 2007). Krom jednotlivých pracovních úkonů provádíme analýzu pracovních podmínek. To zahrnuje z počátku popis práce a sledování režimu práce a odpočinku v rámci pracovní směny, týdne nebo u sezónních prací i v rámci roku. Dále provádíme rozbor pracovních operací a zjišťujeme nárazovost práce, výkonové normy, ale i vhodnost pracovní polohy. Důležité je znát i podíl LSZ na celkové zátěži. Z hlediska pracovního prostoru se zaměřujeme na manipulační roviny, lokalizaci ovládacích prvků stroje, pracovní nástroje a manipulovaný materiál. Výstupní hodnocení LSZ musí udávat, zda svalové síly v průběhu pracovní doby nepřesahují limitní hodnoty, které jsou vztaženy k maximální svalové síle. Zda ani

průměr vynakládaných sil za celou směnu nepřesahuje limity a zda četnost pohybů v závislosti na vynakládaných silách nepřekračuje limitní hodnoty (Česko, 2007).

Nařízení vlády č. 361 z roku 2007 (Česko, 2007) stanovuje **hygienické limity** pro počty pohybů a použitou svalovou sílu. Vždy ji vyjadřuje v **procentech maximální svalové síly**, tedy % **Fmax**. Pro pohyb drobných svalů prstů a ruky je stanoven limit 110 pohybů za minutu při průměrných svalových silách 3 % Fmax, a jen 90 pohybů za minutu pro průměrné síly 6 % Fmax. Pokud při práci převažuje dynamická složka, pak je hygienický limit pro použitou svalovou sílu jako pravidelnou součást práce 70 % Fmax a síly v rozmezí 55 % až 70 % Fmax se mohou za osmihodinovou směnu vyskytovat maximálně 600krát. U práce s převahou statické složky je limit 45 % Fmax. Budeme-li se bavit o směně delší než osmihodinové, pak jsou limity LSZ sníženy o 20 %. Dále nařízení (Česko, 2007) stanovuje průměrný hygienický limit LSZ. Tím jsou myšleny průměrné směnové a minutové počty pohybů ruky a předloktí v průměrné osmihodinové směně, které jsou vztažené k průměrné směnové svalové síle vyjádřené v procentech maximální svalové síly. V příloze nařízení je tabulka, která k průměrné směnové svalové síle přiřazuje limit průměrného počtu pohybů za směnu a za minutu. Takto je limit uveden pro hodnoty od 7 % Fmax do 53 % Fmax s krokem jednoho procentního bodu. Pro práci ve směně, která je delší než osmihodinová, je limit počtů pohybů dle průměrné svalové síly navýšen o 5 % na každou další hodinu, maximálně pak o 20 % při 12 h směně (Česko, 2007).

Na základě odborného hodnocení provedeného držitelem autorizace k vyšetření v oboru fyziologie práce může zaměstnavatel zařadit práci do druhé kategorie pro rizikový faktor fyzické zátěže (Česko, 2007). V **první kategorii** jsou práce, u nichž není pravděpodobný nepříznivý vliv na zdraví (Česko, 2003b). Na rozdíl od toho prací **druhé kategorie** se dle vyhlášky č. 432 z roku 2003 rozumí práce, při níž sice nejsou překračovány hygienické limity a lze u nich očekávat nepříznivý vliv na zdraví jen výjimečně, zejména u vnímavých jedinců. Jedná-li se o práci s převahou dynamické složky, pak ji do druhé kategorie z hlediska LSZ zařadíme, pokud je splněno alespoň jedno z následujících kritérií. Jedním z nich je, že průměrná celosměnová svalová síla je v rozmezí 15 % až 30 % Fmax. Případně do druhé kategorie zařadíme práci, při které je vyžadováno krátkodobé použití síly mezi 55 % a 70 % Fmax a to maximálně 600krát za průměrnou směnu. Pokud je použita síla větší než 70 % Fmax, ale není pravidelnou součástí pracovní činnosti, pak práce též spadá do druhé kategorie. Co se týče počtu pohybů, i pro toto kritérium je pro kategorizaci zohledněno. Pro označení práce druhou kategorií maximální počty pohybů dle průměrné vynakládané svalové síly nesmí překračovat hygienické limity, ale jsou vyšší než dvě třetiny jejich hodnoty. Případně svalová síla malých svalových skupin prstů a ruky je v rozmezí 3 % až 6 % Fmax a počet pohybů těmito skupinami je v rozmezí 90 až 110 za minutu, ale jejich celkový počet pohybů za průměrnou směnu nepřekročí hodnotu 40.000 pro 3 % Fmax a 32.000 pro 6 % Fmax. Pokud při práci převažuje statická složka svalové síly, pak práci označíme druhou kategorií ze dvou důvodů. Jedním je průměrná celosměnová svalová síla, která je v rozmezí 6 % až 10 % Fmax. Tím druhým je skutečnost, že se při práci vyskytují občasné úkony vyžadující vynaložení svalové síly větší než 45 % Fmax (Česko, 2003b). **Třetí kategorie** práce je taková práce, při níž jsou překračovány hygienické limi-

ty, a technickými opatřeními nelze spolehlivě snížit expozici negativním vlivům. Je proto nezbytné pro ochranu zdraví osob, které práce vykonávají, využívat osobní ochranné pracovní prostředky, organizační a jiná ochranná opatření. Spadají sem i práce, které opakovaně zapříčiňují nemoci z povolání, nebo statisticky významně častěji způsobují nemoci související s prací. Z hlediska LSZ sem řadíme práce, při nichž maximální počty pohybů dle průměrné vynakládané svalové síly překračují hygienické limity. Dalším důvodem pro zařazení práce do třetí kategorie je svalová síla malých svalových skupin prstů a ruky větší než 6 % F_{max} či přesažení limitu 110 pohybů za minutu pro síly v rozmezí 3 % až 6 % F_{max} . Důvodem je i překročení celkového počtu pohybů ruky a prstů za průměrnou směnu, který je stanoven na 40.000 pro 3 % F_{max} a 32.000 pro 6 % F_{max} . Pokud při práci převažuje statická složka svalové síly, pak práci označíme třetí kategorií ze tří důvodů. Prvním je průměrná celosměnová svalová síla překračující 30 % F_{max} . Druhým je skutečnost, že se více než 600krát za průměrnou směnu vyskytují pracovní úkony vyžadující krátkodobé použití síly v rozmezí od 55 % do 70 % F_{max} . Posledním jsou pracovní úkony, při nichž se vynakládá svalová síla větší než 70 % F_{max} a zároveň jsou pravidelnou součástí práce. Pro práci s převahou statické složky dojde k zařazení do třetí kategorie, pokud průměrná celosměnová svalová síla překračuje 10 % F_{max} nebo dochází k vynakládání svalové síly větší než 45 % F_{max} jakožto pravidelné součásti práce (Česko, 2003b). **Čtvrtou kategorií** prací je označena taková práce, při níž je riziko ohrožení zdraví vysoké a nelze ho zcela vyloučit ani používáním dostupných a použitelných ochranných opatření. Nicméně čtvrtá kategorie v případě fyzické zátěže a pracovní polohy není vůbec stanovena (Česko, 2003b). Pro práci spojenou s celkovou fyzickou zátěží nebo LSZ, která překračuje hygienické limity, jsou zákonem stanovena tzv. minimální opatření k ochraně zdraví při práci. Jedná se o bezpečnostní přestávky o délce 5 až 10 minut, které musí být zařazeny po každých 2 hodinách práce. Alternativou k bezpečnostním přestávkám je střídání činností zaměstnance nebo střídání zaměstnanců na dané pozici (Česko, 2007).

Jelikož jsou limity stanoveny jako procento maximální síly (% F_{max}), je tedy otázkou, jakým způsobem se má stanovit maximální síla a jakým způsobem potom síla využívaná při práci. Nařízení vlády (Česko, 2007) nastiňuje u jednoduchých pracovních úkonů využití jednoduchých měřidel, jako jsou dynamometry, momentové klíče, váhy a jednoduché tenzometry. Pro komplexnější pracovní úkony pak nabízí možnost integrované elektromyografie (Česko, 2007). Nicméně vztah mezi maximální silou a záznamem z integrálního EMG není možné popsat jednoduchou lineární funkcí nebo parabolou (Metral a Cassar, 1981). Tuto skutečnost jsme ověřili už i v předchozí práci (Václavíková, 2019).

4.3 Postup stanovení lokální svalové zátěže v České republice

Jak již bylo zmíněno výše, stanovením LSZ se zabývá nařízení vlády **361/2007 Sb.** (Česko, 2007), kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci. Z něho vychází definice LSZ, její hygienické limity, popis jejího měření a hodnocení a mini-

mální opatření k ochraně zdraví při práci s celkovou fyzickou zátěží a LSZ. Seznam nemocí z povolání stanovuje nařízení vlády **290/1995 Sb.** (Česko, 1995) a v návaznosti na něj určuje vyhláška **104/2012 Sb.** (Česko, 2012) podmínky uznání nemoci z povolání. O tom již bylo řečeno v kapitole 3.4.

Dalším pramenem je vyhláška **432/2003 Sb.** (Česko, 2003b), která stanovuje podmínky pro zařazení prací do kategorií, o čemž jsme se již zmínili v kapitole 4.2 o LSZ. Proces kategorizace přibližuje zákon **258/2000 Sb.** o ochraně veřejného zdraví a o změně některých souvisejících zákonů (Česko, 2000). Zaměstnavatel při vzniku pracovní pozice navrhne kategorizaci pro danou pozici a podá žádost o zařazení práce do kategorie. Pokud se jedná o kategorii 2 a 3, pak připojí k žádosti protokoly o měření nebo vyšetření faktorů pracovních podmínek nebo protokol o odborném hodnocení. Měření a vyšetření pro účely kategorizace do druhé a vyšší kategorie provádí držitelé osvědčení o akreditaci či držitelé autorizace k příslušným měřením nebo vyšetřením. V případě LSZ může zaměstnavatel zařadit práci do druhé kategorie i na základě odborného hodnocení provedeného držitelem autorizace k vyšetření v oboru fyziologie práce. Pokud se u takové práce vyskytne nemoc z povolání nebo ohrožení nemocí z povolání, pak se zaměstnavatel měření rizikového faktoru nevyhne a musí předložit protokol o jeho měření. U **rizikových prací**, tj. u prací s rizikem vzniku nemoci z povolání, prací třetí a čtvrté kategorie a prací, o nichž rozhodne orgán ochrany veřejného zdraví, je povinná jejich evidence. Tzn., že zaměstnavatel je povinen u každého zaměstnance pracujícího v rizikové práci (pro rizikový faktor fyzická zátěž) vést evidenci mimo jiné o počtu směn při rizikové práci a o provedených lékařských prohlídkách a to po dobu 10 let od ukončení expozice rizikovému faktoru. Mimo to zákon hovoří o již zmíněné **autorizaci**. Tím se pro účely hodnocení fyzické zátěže rozumí postup, na jehož základě fyzická či právnická osoba dostane osvědčení o způsobilosti provádět vyšetření v oboru fyziologie práce. Autorizaci může dostat taková osoba, která má dostatečné vybavení pro speciální šetření, nezbytný počet zaměstnanců s odborným výcvikem, znalostmi a schopnostmi, je bezúhonná apod. Odbornou způsobilostí je úspěšné ukončení vysokoškolského vzdělání v oblasti lékařství nebo přírodních věd, popř. úspěšné ukončení kurzu v hodnocení zdravotních rizik absolvované u pověřence Ministerstva zdravotnictví v kombinaci s nejméně pětiletou praxí v oblasti ochrany zdraví a životních podmínek (Česko, 2000).

Takovou laboratoří je i Staff Advance s.r.o., která má autorizované sety: I07 - Měření a posouzení celkové fyzické zátěže, I08 - Měření a posouzení lokální svalové zátěže a I09 - Ergonomie pracovního místa (*Seznam autorizovaných laboratoří, [b.r.]*). S jejím laskavým svolením dále popíšu jejich **standardní operační postup (SOP)** pro měření a hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované EMG (Fajfrová, 2020). Přeskočíme-li fázi, kdy dochází k poptávce a uzavření smlouvy, první fází měření a posouzení je stanovení strategie měření. To znamená výběr pracovní směny, která co nejlépe vypovídá o běžných pracovních podmínkách a je nejbližší tzv. průměrné směně dle nařízení vlády 361/2007 Sb. v platném znění (viz kapitola 4.2). Podobně se postupuje u výběru osob k měření, kdy je snaha vybrat takové osoby, které jsou přibližně střední výšky a hmotnosti populace. Na základě empirických zkušeností ovšem víme, že to není zcela jednoduché. Důvodem je potřeba, aby byla měřená osoba dostatečně zapracovaná na všech měřených pozicích, a tím se nám

pole výběru značně zužuje. Je-li stanovena směna a osoby na měření, přistupuje se k popisu pracoviště, výrobků, režimu práce a odpočinku, objemu výroby, proměnlivosti práce a zaměstnaných osob. Před zahájením měření je potřeba poučit zaměstnance o měření. Seznámíme ho se skutečností, že bude prováděn záznam jeho činnosti, ale že nejde o měření jeho výkonu a že by mělo vše probíhat jako při normální směně. Pohovorem se zaměstnancem zjistíme jeho výšku, váhu a orientačně jeho farmakoterapii a zdravotní stav. Poté přistoupíme k umístění elektrod. Kůži předloktí musíme před nalepením elektrod očistit jemným abrazivním prostředkem, kterým zbavíme kůži zrohovatělé vrstvy pokožky. Po nalepení elektrod pracovník předpaží a natočí paži do supinace. Opakovaným stiskem a uvolněním ruky nahmatáme flexory předloktí, na jejichž bříška nalepíme elektrodu. Podobně postupujeme pro extenzory ruky, tentokrát s paží v pronaci. Zemnicí elektrodu připevníme na loket a všechny elektrody zajistíme proti nežádoucímu pohybu elastickým prubanem. Stejným způsobem postupujeme i na levé paži. Zapojíme EMG holter podle manuálu. Dalším nelehkým úkolem je stanovení maximální svalové síly. Na toto téma byla napsána mimo jiné i bakalářská práce (Václavíková, 2019), ze které vychází doporučení, aby se F_{max} stanovovala v pozici, kterou pracovník zaujímá po většinu času práce. Každopádně můžeme na základě empirických zkušeností konstatovat, že ke stanovení F_{max} nestačí pouze jeden manévř. Nicméně základní polohou pro stanovení F_{max} pomocí dynamometru je poloha vestoje s paží volně podél trupu, kdy předloktí a paže svírají přibližně pravý úhel a ruka se siloměrem je v supinaci. Takto se stanoví maximální síla pro obě horní končetiny a dále se využijí vhodné manipulační techniky tak, aby bylo pokud možno dosaženo skutečné F_{max} . Zařazují se jak polohy v sedě, tak otočení ruky do pronace nebo naopak maximální stisk dynamometru ve stoje s paží volně podél trupu. Následuje zavedení pracovníka do běžného pracovního procesu. Pro označení začátku měření, případně pro další značení (např. identifikaci změny pracovní pozice) se využívá Markerů. Během měření se pořizuje foto a video dokumentace. Během měření je také stanoven počet pohybů (přepočten na kusy nebo na časovou jednotku). Počet pohybů je stanoven podrobným pozorováním, tedy přímým odečtem na pracovišti v průběhu měření a kontrolně z video záznamu. Každý pracovník laboratoře provede minimálně 2krát výpočet počtu pohybů potřebných na výrobu jednoho kusu výrobku pro pravou i levou ruku. Pokud není možné určit počet pohybů pro jeden kus výrobku, pak se stanoví počet pohybů za časovou jednotku, která musí být minimálně 1 min. Pokud se počty pohybů mezi jednotlivými pracovníky neliší o více než 5 %, pak je použit průměr z jejich výpočtů. Liší-li se, pak je potřeba výpočty provést znovu. Tímto způsobem je stanoven počet pohybů na každý vyráběný kus a poté, dle počtu kusů vyrobených za průměrnou směnu, je stanoven celkový počet pohybů ve směně. Po dokončení měření je přístroj sejmout a záznam z EMG holteru je stažen do PC, kde je orientačně ověřena validita naměřených dat. Posléze je možné provést synchronizaci videa s EMG záznamem pro detailní analýzu kritických pracovních operací. Díky této metodě je často možné odhalit a eliminovat vynakládání vysokých svalových sil, případně se vrátit k celé analýze procesu. Základním zpracováním EMG signálu je filtrace rušení a dle Markerů určení přesných časů, které identifikují jednotlivé pracovní pozice. Jsou stanoveny maximální svalové síly pro jednotlivé svalové

skupiny a na jejich základě jsou stanoveny průměrné svalové síly v době měření. Ty jsou vyjádřeny v % Fmax. Dále je určen počet pracovních úkonů s použitou silou 55 až 70 % Fmax a pravidelnost výskytu úkonů s použitou silou nad 70 % Fmax. Výstupem je hodnocení, zda průměrné vynakládané svalové síly při práci s převahou dynamické složky přesahují, nepřesahují nebo jsou pod limitní hodnotou (15 - 30 % Fmax). Hodnotí se, zda pracovní úkony s použitou silou 55 až 70 % Fmax přesahují či nepřesahují limitní hodnoty (600krát za osmihodinovou směnu) a zda úkony s použitou silou nad 70 % Fmax jsou či nejsou pravidelnou součástí pracovní směny. Důležité je i hodnocení počtu pohybů v závislosti na vynakládaných silách (průměrných vynakládaných silách za směnu v % Fmax). To je provedeno odečtem z tabulky, která je součástí přílohy nařízení vlády 361/2007 Sb. Závěrečným hodnocením je, že počet pohybů v závislosti na vynakládaných silách překračuje, nepřekračuje nebo je nižší než limitní hodnota (67 % tabulkové hodnoty). Závěrem je souhrnné hodnocení ve smyslu zákona 258/2000 Sb. o tom, jaké kategorii práce odpovídají výsledky měření.

4.4 Vybrané metody používané ve světě

Ve světě jsou užívány různé metody ke stanovení biomechanické zátěže při práci. Velká část se zabývá obecnou zátěží, manipulací s břemeny a polohou těla při práci, ale některé jsou zaměřené i na zátěž horních končetin (Takala et al., 2010). Z těch obecnějších jsme vybrali tzv. **Ovako Working posture Assessment System (OWAS)**, který byl poprvé publikován ve Finsku v 70. letech (Takala et al., 2010; Karhu et al., 1977). Dále zmíníme novější metodu zvanou **Rapid Entire Body Assessment (REBA)**, z Velké Británie, která vznikla na přelomu milénia (Takala et al., 2010; Hignett a McAtamney, 2000). Z metod stanovující zátěž horních končetin uvádíme tzv. **OCRA index (Occupational Repetitive Action)**, o které máme první zmínku z 90. let (Takala et al., 2010; E. Occhipinti, 1998). Ze stejné doby jsou i tzv. **Strain index (SI)** nebo metoda zvaná **Rapid upper-limb assessment (RULA)** (Takala et al., 2010; McAtamney a Corlett, 1993).

4.4.1 Ovako Working Posture Assessment System (OWAS)

OWAS je metoda ke stanovení pracovní zátěže, která byla vyvinuta v ocelářské společnosti Ovako Oy ve Finsku roku 1973 (Mahachandra et al., 2018). Z jejího názvu vyplývá, že se jedná o systém stanovení pracovní polohy. Je vhodná ke stanovení zátěže při komplexních pracovních procesech, jako je například přesun břemen. Zohledňuje jak pracovní polohu, tak používanou sílu, zatímco dobu trvání nebo opakování úkonů nebere v potaz (Takala et al., 2010). Metoda je hojně rozšířená a jsou známé i studie o její aplikaci (Mahachandra et al., 2018; Grzybowska, 2010).

Podle (Karhu et al., 1977) je při posuzování pracovní pozice potřeba zohlednit polohu zad, horních a dolních končetin. Každý z těchto faktorů má číselnou hodnotu a výsledkem zhodnocení pracovní pozice je podle (Karhu et al., 1977) třímístný kód podle kterého lze klasifikovat rizikovost dané pracovní pozice. Novější zdroje (Grzy-

bowska, 2010; Mahachandra et al., 2018) uvádějí ještě čtvrtý hodnocený faktor a tím je externí zátěž pracovníka. Ve výsledku tedy máme k hodnocení čtyřmístný kód. Pro záda nabývá hodnot 1 až 4, kde: 1 - rovná záda, 2 - předklon, 3 - rotace trupu s rovnými zády, 4 - předklon s rotací. Pro horní končetiny máme rozsah hodnot 1 až 3, kde: 1 - obě paže pod ramenem, 2 - jedna paže nad ramenem, 3 - obě paže nad ramenem. Hodnocení polohy nohou je na škále 1 až 7, kde: 1 - sed, 2 - stoj na natažených nohou, 3 - stoj na jedné natažené noze, 4 - stoj s pokrčenými nohama, 5 - stoj na jedné pokrčené noze, 6 - klek na jedné nebo obou nohách, 7 - chůze. Posledním hodnoceným faktorem je externí zátěž, kterou hodnotíme na škále 1 až 3, kde: 1 - do 10 kg, 2 - 10 kg až 20 kg, 3 - nad 20 kg (Grzybowska, 2010; Karhu et al., 1977). Stručné schéma pro výše popsaná kritéria, podle kterého je možné se řídit, je možné nalézt například v publikacích (Grzybowska, 2010; Karhu et al., 1977). Po získání čtyřmístného kódu je vhodné využít tabulky z (Mahachandra et al., 2018), z které můžeme vyčíst výslednou třídu posuzované pozice. Třída 1 je pro přirozené pracovní polohy, při kterých je zátěž optimální až akceptovatelná a není nutné zavádět změny pracovní pozice. Třída 2 zahrnuje potenciálně nebezpečné pracovní pozice, které mohou mít negativní efekt na zdraví pracovníka. V blízké budoucnosti je vhodné zlepšit pracovní podmínky stejně jako metody a způsoby výkonu práce. Třída 3 ukazuje na jednoznačně nebezpečné pracovní podmínky. Mělo by se bezodkladně přistoupit ke změnám vedoucím ke zlepšení pracovních podmínek a metod. Nejhorší klasifikací je třída 4, která popisuje značně nebezpečné pracovní pozice, přičemž statická zátěž je též vysoká. Musí být přijatá okamžitá opatření pro snížení pracovní zátěže a zlepšení pracovních podmínek (Grzybowska, 2010).

Při většině prací se pracovní poloha a externí zátěž pracovníka mění v průběhu směny. I na toto je u OWAS metody myšleno. Je možné stanovit průměrnou pracovní zátěž. K tomu potřebujeme nejprve stanovit, jakou část z celkové pracovní doby se pracovník nachází v daných pracovních polohách. Ke každé z pozic přiřadíme třídu rizika a poté postupujeme podle 4.1.

$$OWAS = [(a \cdot 1) + (b \cdot 2) + (c \cdot 3) + (d \cdot 4)] \cdot 100\%, \quad (4.1)$$

kde a je podíl všech pracovních pozic třídy 1 v pracovní směně, b podíl pozic třídy 2, c podíl pozic třídy 3 a d podíl pozic třídy 4 (Grzybowska, 2010). Výsledkem je hodnota v rozmezí 100 % až 400 % což koresponduje s klasifikací do tříd 1 až 4, tedy že výsledek v rozmezí (100 až 200) % ukazuje na pracovní pozici bez rizika atd. (Grzybowska, 2010).

Metoda OWAS má jistě své limity, nicméně má i své výhody. Mezi výhodami nacházíme jednoduchou aplikaci, která umožňuje rychlé posouzení pracovní pozice i osobou, která není erudovaná v oblasti ergonomie. Také ke stanovení nepotřebujeme žádná měřidla a jiné často velmi drahé pomůcky. Vystačíme si takřkajíc s tužkou a papírem. Výhodou je i existence názorných schémat, která zjednodušují stanovení číselného kódu pozice a posléze její zařazení do třídy. Nevýhodou je zejména absence časového zhodnocení pracovní pozice. Sice je možné vyjádřit procento zastoupení jednotlivých pozic, nicméně není zde žádný rozdíl v hodnocení rizika mezi 4h a 8h směnou. Taktéž není možné zohlednit takt práce, který hraje výraznou roli při stanovování pracovních podmínek. Chybí zde i zhodnocení pracovní polo-

hy krku, předloktí či zápěstí. Pro stanovení lokální svalové zátěže je tato metoda nedostatečná, nicméně umíme si představit její uplatnění pro orientační stanovení pracovní polohy.

4.4.2 Rapid Entire Body Assessment (REBA)

Metoda REBA (v překladu rychlá metoda pro stanovení zátěže celého těla) vznikla v roce 2000 ve Velké Británii jako potřeba nástroje praktického lékaře speciálně upravená pro pracovní pozice ve zdravotnictví a ostatních službách. Metoda byla sestavena na základě více než 600 příkladů pracovních poloh, které byly nasbírány ergonomi, fyzioterapeuty a zdravotními sestrami. Cílem bylo vytvořit metodu citlivou na rizikovou pracovní polohu, která by hodnotila jednotlivé segmenty lidského těla individuálně. Měla by zohledňovat práci statickou, dynamickou, s rychlými změnami a v nestabilních polohách. Výsledkem by měla být hodnota indikující náležitost změny v pracovním postupu a k jejímu stanovení by nemělo být zapotřebí žádné speciální vybavení (Hignett a McAtamney, 2000).

Výsledkem je rychle aplikovatelná metoda bez nutnosti speciálního vybavení, která ve 13 krocích hodnotí pracovní zátěž. Hodnotí polohu krku, trupu, nohou, paže, předloktí i zápěstí. Zohledňuje i externí zátěž a možnost uchopení břemene, statickou práci, opakované činnosti malého rozsahu nebo činnosti vyžadující rychlou a velkou změnu držení těla nebo činnosti na nestabilním základu (Hignett a McAtamney, 2000; Middlesworth, 2017). Na základě REBA skóre, které může nabývat hodnot od 1 do 15, stanovíme úroveň akce (0 až 4), podle které je třeba jednat. Úroveň 0 odpovídá REBA skóre 1 a neindikuje žádné riziko, tudíž není nutné zavádět žádné změny. Úroveň 1 odpovídá REBA skóre 2-3, značí nízké riziko a mohla by být potřeba určitá změna. Střední riziko je stanoveno pro úroveň 2 odpovídající REBA skóre 4-7 a zde už je potřeba provést určité změny pracovní pozice. Vysoké riziko s potřebou zavedení změn v blízké budoucnosti je pro REBA skóre 8-10 a značí se jako úroveň 3. Nejzávažnější riziko je na úrovni 4 pro REBA skóre 11-15, kdy je potřeba jednat co nejdříve aby bylo vysoké riziko eliminováno (Hignett a McAtamney, 2000).

Na metodě REBA vidíme oproti metodě OWAS propracovanější hodnocení pracovní polohy, které zahrnuje hodnocení krku, předloktí a zápěstí. Dále zahrnuje hodnocení možnosti uchopení břemene a statickou a dynamickou složku práce. Nicméně hodnocení musíme provést zvlášť pro každou končetinu a nelze souhrnně hodnotit pracovní pozice sestávající z více pracovních pozic. Taktéž není zohledněna doba trvání pracovní pozice, byť je zde brán zřetel na rychlé a rozsáhlé změny pracovní polohy. Každopádně se jedná o levnou a rychlou metodu bez potřeby jakýchkoliv zařízení, která je rozšířená po celém světě (Hita-Gutiérrez et al., 2020).

4.4.3 Rapid Upper Limb Assessment (RULA)

RULA metoda, v překladu rychlá metoda pro stanovení zátěže horních končetin, je metoda z roku 1993 má stejně jako REBA metoda kořeny ve Velké Británii. Opět se jedná o dotazníkovou metodu, ke které nejsou potřeba žádná další zařízení. Tentokrát se jedná o metodu přímo zaměřenou na horní končetiny, která si dává

za cíl odhalit pracovní pozice spojené s rizikovými faktory způsobující poruchy horních končetin (McAtamney a Corlett, 1993; Takala et al., 2010). Metoda zohledňuje pozici paže, předloktí, zápěstí, krku a zad. Taktéž hodnotí rotaci zápěstí, externí zátěž, statickou zátěž a často se měnící pracovní úkony. Nohy hodnotí jen z pohledu stability a podpory celého těla (McAtamney a Corlett, 1993; Bowden, 2018). Výsledné skóre je postupně odečítané z celkem tří tabulek a je zařazeno do 4 rizikových kategorií, resp. akčních úrovní. Skóre v rozmezí 1-2 spadá do úrovně 1 a značí práci s akceptovatelnou pracovní zátěží. Druhá úroveň pro skóre 3-4 značí práci, kterou bychom měli více vyšetřit a zvážit případné změny pracovní pozice. Úroveň 3 pro skóre 5-6 je pro práce, které bychom měli co nejdříve více prověřit a pozměnit. Nejhorší úroveň, tedy úroveň 4, je pro skóre 7 a takové práce je potřeba neprodleně pozměnit a blíže stanovit pracovní zátěž (McAtamney a Corlett, 1993; Bowden, 2018).

Metoda RULA je srovnatelně s metodou REBA poměrně propracovanou metodou. Zarážející je, že metoda REBA je klasifikovaná jako metoda stanovující pracovní zátěž celého těla, zatímco metoda RULA je metoda zaměřená pro stanovení zátěže horních končetin (Takala et al., 2010; McAtamney a Corlett, 1993; Hignett a McAtamney, 2000; Hita-Gutiérrez et al., 2020). Podíváme-li se na postup stanovení a zohledňované skutečnosti, jsou tyto metody v hodnocení horních končetin v podstatě shodné. Rozdílem je, že metoda REBA má o něco málo komplexnější posouzení polohy nohou, zatímco u metody RULA jsou posuzovány pouze z pohledu podpory těla. To znamená, že z hlediska hodnocení pracovní zátěže horních končetin jsou obě metody rovnocenné.

4.4.4 Occupational Repetitive Actions (OCRA)

V roce 1996 byl vyvinut OCRA index a byl to jeden z nejvíce analytických a spolehlivých nástrojů k určení pracovní zátěže horních končetin. Jedná se o metodu, k jejíž aplikaci nejsou nutná žádná speciální zařízení. Využívá se při ní vzorec, po jehož dosazení dostaneme OCRA index určující úroveň rizika práce. Na rozdíl od výše popsaných metod zde není k dispozici žádný schematický pracovní list, podle kterého by člověk určoval jednotlivé rizikové faktory. U této metody je potřeba hodnotu jednotlivých rizikových faktorů odečítat z tabulky a podle míry rizikovitosti jednotlivých faktorů stanovit hodnotu multiplikátoru ve vzorci. Kvůli celkové vyšší složitosti stanovení je se bere v úvahu více faktorů. Výpočet zohledňuje opakování a frekvenci pracovních úkonů, použitou sílu, nepřírozené polohy a pohyby, nedostatek odpočinku a další faktory jako je např. přítomnost vibrací, chlad apod. Obecně se OCRA index vypočítá následovně:

$$OCRA = \frac{ATA}{RTA}, \quad (4.2)$$

kde ATA je počet technických činností skutečně provedených během směny, který můžeme získat např. stanovením počtu činností za cyklus a vynásobením počtem cyklů, případně stanovením počtu činností za časovou jednotku a vynásobením celkovou dobou. RTA je počet technických činností za směnu, které jsou pro daný

případ doporučený (Colombini a Enrico Occhipinti, 2016). RTA je tedy výsledkem dalšího výpočtu 4.3.

$$RTA = \sum_{i=1}^n [k_f \cdot (F_{Mi} \cdot P_{Mi} \cdot R_{eMi} \cdot A_{Mi}) \cdot t_i] \cdot (R_{cM} \cdot t_M), \quad (4.3)$$

kde n je počet pracovních úkonů během směny, tedy kolik různých prací v rámci směny zaměstnanec vykonává, i je dílčí pracovní úkon, tedy jednotlivá pracovní pozice v rámci směny. k_f je konstanta pro frekvenci, tedy počet technických úkonů za minutu. Jeho hodnota je stanovena na 30/min. F_M je multiplikátor síly nabývající hodnot od 0,01 do 1, P_M je multiplikátor pro nepřirozené polohy, jehož hodnoty jsou v rozmezí 0,5 až 1. R_{eM} je multiplikátor opakování a je buď 0,7, nebo 1. A_M je multiplikátor pro ostatní faktory. Podle míry jejich zastoupení je jeho hodnota v rozmezí 0,8 až 1 pro absenci dalších faktorů. R_{cM} je multiplikátor pro dobu regenerace, který je vyjádřen jako počet hodin bez adekvátního odpočinku. Nabývá hodnot v rozmezí 0 až 1. t je doba trvání opakované úlohy v minutách, zatímco t_M je multiplikátor pro celkový čas opakujících se úkonů během směny (Colombini a Enrico Occhipinti, 2016).

Hodnota multiplikátoru síly (F_M) se odvíjí od použité síly při pracovním úkonu, která se vztahuje buď k maximální referenční kapacitě (F_b) dle EN 1005-3, podle které je sepsána česká norma (ČSN EN 1005-3+A1, 2009), která stanovuje doporučené mezní síly pro obsluhu strojních zařízení. Další možností je vztahování k maximální volní kontrakci, tzv. MVC (maximum voluntary contraction) zkoumaného jedince a třetí možností je stanovení síly podle CR-10 Borg Scale, kde hodnota 0 odpovídá odpočinku a hodnota 10 vynaložení maximální síly. Multiplikátor P_M pro nepřirozené polohy zohledňuje polohu lokte, zápěstí a ruky a také čas, po kterou se nepřirozená poloha vyskytuje. Jednotlivé pozice jsou popsány v mezinárodním standardu (Colombini a Enrico Occhipinti, 2016) a pro stanovení výsledného multiplikátoru P_M je potřeba vybrat nejnižší hodnotu korespondující s nejhůřší vyskytující se pozicí. Multiplikátor opakování (R_{eM}) nabývá hodnoty 0,7 v případě, kdy pracovní úkon vyžaduje výkon stejných technických akcí horních končetin déle než 50 % času úkonu, nebo je čas cyklu kratší než 15 s. V ostatních případech je R_{eM} roven jedné. Ostatní faktory jsou zohledněny v multiplikátoru A_M . Pokud je jeden nebo více faktorů přítomných po dobu 1/3 cyklu, pak $A_M = 0,95$. V případě přítomnosti po dobu 2/3 cyklu $A_M = 0,90$ a pokud je přítomen po celou dobu cyklu, pak $A_M = 0,80$. Definice těchto ostatních faktorů je ve standardu uvedena jako mechanické, environmentální a organizační faktory, pro které je důkaz o příčinné souvislosti s muskuloskeletální poruchou související s prací horních končetin. Posledním proměnným multiplikátorem je multiplikátor pro dobu regenerace R_{cM} . Závisí na počtu hodin bez adekvátního odpočinku. Pokud taková situace vůbec nenastává, pak je $R_{cM} = 1$, v nejhůřším případě práce po dobu 8 h bez odpočinku je $R_{cM} = 0$ a dále pro každou hodinu bez odpočinku viz standard (Colombini a Enrico Occhipinti, 2016).

Podle výše uvedeného postupu se stanoví hodnota OCRA indexu, která může spadat do tří oblastí. První je tzv. zelená oblast pro práce bez rizika vzniku muskuloskeletální poruchy související s prací horních končetin (UL WMSDs) a odpovídá OCRA indexu nižšímu nebo rovnému hodnotě 2,2. Hodnoty v rozmezí 2,3 až 3,5

spadají do žluté oblasti charakterizované velmi nízkému riziku vzniku UL WMSDs. Hodnoty nad 3,5 pak signalizují riziko vzniku UL WMSDs a jsou označeny jako červená oblast.

OCRA index je poměrně komplexní metoda stanovení zátěže horních končetin. Zohledňuje velké množství faktorů přes dobu trvání jednotlivých úkonů, celkovou dobu práce, regeneraci, nepřírozené polohy horních končetin, sílu, monotónnost až po omezené zohlednění dalších faktorů. Oproti ostatním metodám zde chybí zhodnocení pozice zbylých částí těla, nicméně ta nesouvisí s lokální svalovou zátěží. Pokud nebudeme stanovovat multiplikátor síly na základě maximální volní kontrakce, pak není k této metodě potřeba žádné speciální vybavení. Uvedená metoda stanovení lokální svalové zátěže je oproti předchozím složitější, je ovšem nutné zohlednit její větší komplexnost.

4.4.5 Strain Index (SI)

V roce 1995 vznikla ještě metoda podobná metodě OCRA, která je nazvaná Strain Index (SI). Posuzuje celkem 6 faktorů, kterými jsou intenzita zátěže, doba trvání zátěže za cyklus a za minutu, poloha zápěstí, rychlost práce a trvání práce za den. Ke každému faktoru přiřadí podle jeho míry proměnnou. Strain Index je pak součin těchto proměnných. V závislosti na jeho hodnotě je práce označena jako pravděpodobně bezpečná práce ($SI \leq 3$), jako práce s možným rizikem poruchy distální části horních končetin ($3 < SI < 7$) nebo jako pravděpodobně riziková práce ($SI > 7$) (Moore a Garg, 1995).

4.5 Shrnutí aktuálních poznatků o metodách stanovení lokální svalové zátěže horních končetin

Všechny výše popsané metody používané ve světě (kapitola 4.4) jsou založeny na kinematické a geometrické analýze pracovních podmínek. Oproti tomu analýza EMG je metodou založenou na fyziologických základech. Podle našich zjištění ve světě sice je obvykle vládními pokyny stanoveno, že úroveň pracovní zátěže musí být stanovena, nicméně obvykle není určeno, jakým způsobem to má být provedeno. Z toho důvodu je na každém zaměstnavateli, jak se k této problematice postaví, a často zvolí tu nejméně časově a finančně náročnou cestu. Tou bývá stanovení pracovní zátěže např. pracovníkem odpovědným za bezpečnost práce pomocí jedné z výše zmíněných metod nebo za použití jiné obdobné metody. Např. ve Švédsku je stanoveno, že by zaměstnavatel měl na základě nejnovějších vědeckých poznatků, vybrat metodu, která nejlépe odpovídá dané situaci. Zároveň např. ve Švédsku a Finsku probíhají kontroly ze strany vládních úředníků, zda zaměstnavatel nějakým způsobem hodnotí pracovní pozice z pohledu pracovní zátěže. Pokud zjistí, že tomu tak není, dostane upomínku a je povinen provést stanovení pracovní zátěže do další kontroly (Finsko, 2002; The Swedish Work Environment Authority, 2012).

Domníváme se, že je velmi důležité, aby pracovní pozici posuzoval erudovaný specialista, který má znalosti v oblasti ergonomie. Na základě svých znalostí a zku-

šeností může odhalit i rizika, které neodhalí sebepropracovanější metoda. Stejně pak pokud se bude problematiky neznalá osoba pokoušet o stanovení pracovní zátěže, může mnoho důležitých aspektů pominout a stanovení tak značně zkreslit. V tomto smyslu hovoří i zákon č. 258 o ochraně veřejného zdraví (Česko, 2000), který hodnocení fyzické zátěže svěřuje do rukou jen právnické či fyzické osobě s osvědčením o způsobilosti provádět vyšetření v oboru fyziologie práce (viz kapitola 4.3). Na druhou stranu je nutno podotknout, že stanovení LSZ podle České legislativy je značně časově i finančně náročné. Porovnávání jednotlivých metod na bázi kinematické a geometrické analýzy pracovních podmínek existuje hned několik (Roman-Liu et al., 2013; Takala et al., 2010; Antonucci, 2019; Bao et al., 2007), nicméně nedohledali jsme žádný relevantní zdroj porovnávající tyto metody s metodou integrované elektromyografie. Je tedy otázkou, jakou validitu a reliabilitu mají jednotlivé metody i s ohledem na jejich časovou a finanční náročnost.

5 Vybrané poznatky z analýzy EMG signálu

Při analýze EMG signálu jsme se inspirovali ve článku (Kiran a Rani, 2017), kde analyzují EMG signál v časové a frekvenční doméně. Krom časové a frekvenční domény jsme se zaměřili ještě na nelineární metody - entropii signálu a rekurentní analýzu signálu. V této kapitole stručně popíšeme podstatu jednotlivých analýz a v následující kapitole 6 se zaměříme na jejich implementaci v prostředí MATLAB.

5.1 Časová doména

Jelikož naměřený EMG signál osciluje kolem nulové hodnoty do kladných i záporných hodnot, viz obrázek 6.1a, je potřeba ho před dalšími výpočty **rektifikovat**, tedy převést na absolutní hodnoty. Tím se záporné výchylky převedou do kladné části a signál po této úpravě vypadá jako na obrázku 6.1b. V obou případech je na ose x čas v sekundách a na ose y naměřené napětí v μV . Ve vzorcích 5.1 až 5.6 je potom x_n právě absolutní hodnota naměřeného napětí v okamžiku n a N je celková délka signálu. Vzorce v této kapitole (tedy vzorce 5.1 až 5.5) vycházejí z Přehledu statistických metod (Hendl, 2015).

Ze statistických veličin jsme pro analýzu vybrali **kvadratický průměr**, který je anglicky označován jako Root Mean Square (RMS) a je druhou odmocninou aritmetického průměru druhých mocnin daných hodnot. Lze ho vyjádřit ve vzorci 5.1.

$$RMS_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|^2}, \quad (5.1)$$

kde N je počet prvků v množině a x_n je n -tý prvek množiny N .

Další statistickou veličinou je **střední absolutní hodnota** neboli anglicky Mean Absolute Value (MAV). Jedná se o aritmetický průměr absolutních hodnot souboru, tedy:

$$MAV_x = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|, \quad (5.2)$$

kde N je počet prvků v množině a x_n je n -tý prvek množiny N .

Střední absolutní odchylka, anglicky Mean Absolute Deviation (MAD), je průměrná vzdálenost mezi jednotlivými body souboru a hodnotou jejich průměru. Ve vzorci lze zapsat následovně:

$$MAD_x = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n - \bar{x}|, \quad (5.3)$$

kde N je počet prvků v množině, x_n je n -tý prvek množiny N a \bar{x} je **aritmetický průměr** všech x_n z množiny N dle rovnice 5.4:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n, \quad (5.4)$$

kde N je počet prvků v množině a x_n je n -tý prvek množiny N .

Numerickou integraci signálu je možné provést pomocí složeného obdélníkového pravidla s ekvidistantními uzly, jejichž vzdálenost odpovídá délce $h = 1/F_s$, kde F_s je vzorkovací frekvence signálu.

$$I_x = \left(\frac{|x_1| + |x_N|}{2} + \sum_{n=2}^{N-1} |x_n| \right) \cdot h, \quad (5.5)$$

kde N je počet prvků v množině a x_n je n -tý prvek množiny N .

5.2 Frekvenční doména

Pro převod signálu z časové oblasti do frekvenční je možné využít **Fourierovy transformace**. V našem případě máme diskrétní signál, tudíž využijeme diskrétní Fourierovu transformaci, kterou lze zapsat vzorcem 5.6 (Stanković et al., 2013).

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-\frac{j2\pi nk}{N}}, \quad (5.6)$$

kde N je počet vzorků spektra, k je řád harmonického frekvenčního spektra a n značí pořadové číslo vzorku. Po průchodu Fourierovou transformací vypadá signál z obrázku 6.3a jako na obrázku 6.3b, kde na ose x je frekvence v Hz a na ose y amplituda. Ve vzorcích 5.7 až 5.10 je potom f_n právě amplituda příslušející k frekvenci n a N je délka frekvenčního spektra. Obecně je smysluplné počítat spektrum jen do poloviny vzorkovací frekvence (F_s), tedy do hodnoty $\frac{F_s}{2}$, protože na intervalu $(\frac{F_s}{2}, F_s)$ je spektrum osově souměrné podle $\frac{F_s}{2}$. V našem případě byla vzorkovací frekvence (F_s) 200 Hz, tudíž zobrazujeme spektrum na obrázcích 6.3b a 6.3d do hodnoty 100 Hz. Dále užíváme statistické veličiny zmíněné již v předchozí části pro časovou doménu (část 5.1) s úpravou vzorců na doménu frekvenční. Vzorce 5.7 až 5.10 tedy vycházejí taktéž z Přehledu statistických metod (Hendl, 2015).

Kvadratický průměr (RMS) je možné spočítat i pro frekvenční doménu a postup je analogický s výpočtem kvadratického průměru v časové oblasti.

$$RMS_f = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |f_n|^2}, \quad (5.7)$$

kde N je počet prvků v množině a f_n je n -tý prvek množiny N .

Střední absolutní hodnotu (MAV) můžeme opět vypočítat analogicky se vzorcem 5.2 pro časovou oblast.

$$MAV_f = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |f_n|, \quad (5.8)$$

kde N je počet prvků v množině a f_n je n -tý prvek množiny N .

Střední absolutní odchylka (MAD) opět obdobně jako v časové oblasti:

$$MAD_f = \frac{\sum_{n=1}^N |f_n - \bar{f}|}{N}, \quad (5.9)$$

kde N je počet prvků v množině, f_n je n -tý prvek množiny N a \bar{f} je **aritmetický průměr** všech f_n z množiny N dle rovnice 5.10:

$$\bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f_n, \quad (5.10)$$

kde N je počet prvků v množině a f_n je n -tý prvek množiny N .

5.3 Nelineární metody

Spektrální entropie popisuje nepravidelnost a nepředvídatelnost frekvenčního spektra signálu (Kiran a Rani, 2017). Vychází ze Shannonova vzorce entropie (Shannon, 1949):

$$H(M) = - \sum P(M) \cdot \ln P(M), \quad (5.11)$$

kde $P(M)$ je pravděpodobnost jevu M .

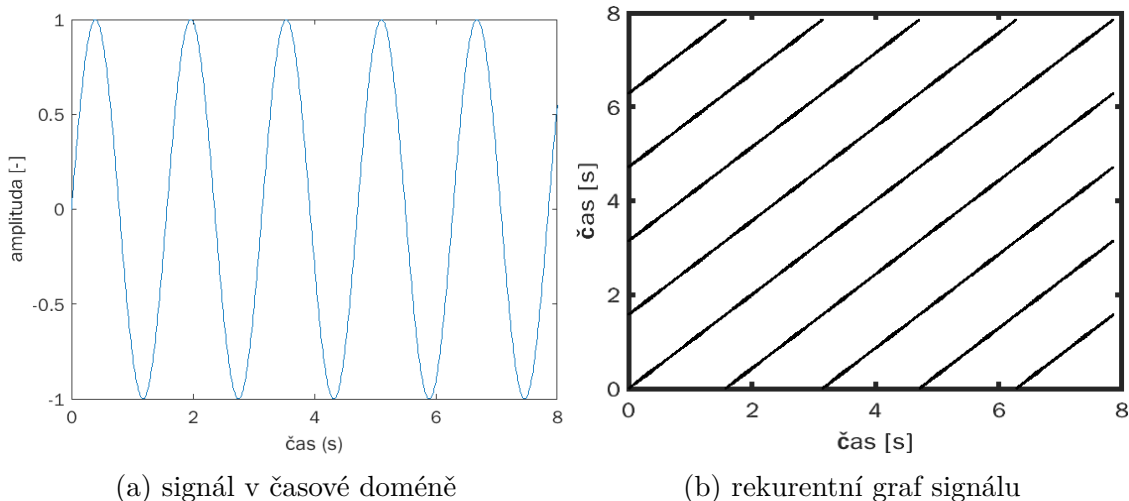
My jsme vzorec upravili pro výpočet spektrální entropie výkonu signálu tak, že jsme nejprve vypočítali výkonové spektrum signálu. Toto spektrum jsme následně normovali, tak abychom na něj mohli jít jako na funkci hustoty pravděpodobnosti. Tento krok jsme provedli vydělením příslušné složky výkonového spektra:

$$PSD(f) = \frac{|X(f)|^2}{\sum_{f=0}^{f=Fs/2} |X(f)|^2}, \quad (5.12)$$

kde $PSD(f)$ je hustota pravděpodobnosti a $X(f)$ je Fourierova transformace pro frekvenci f . Následně už jsme jen dosadili do Shannonova vzorce entropie dle vzorce 5.11, kde jsme místo s pravděpodobností jevu počítali s hustotou pravděpodobnosti:

$$SE = - \sum_{f=0}^{f=Fs/2} PSD(f) \cdot \ln PSD(f) \quad (5.13)$$

Další nelineární metodou je **rekurentní analýza dat**. Rekurentní graf (v podstatě graf opakování) je grafické znázornění rekurentní analýzy dat, což je pokročilá metoda nelineární analýzy. Graf je zobrazením čtvercové matice, ve které její jednotlivé prvky odpovídají časům, kdy se stav dynamického systému opakuje.



Obrázek 5.1: Signál $y = \sin(4x)$ (autor)

V podstatě tedy graf zobrazuje černě všechny okamžiky, kdy trajektorie fázového prostoru dynamického systému odpovídá zhruba stejné oblasti ve fázovém prostoru. Zbytek grafu, kde k tomuto nedochází, je zobrazen bíle (Webber Jr. a Marwan, 2015). Pro ukázkou jsme vytvořili pro signál $y = \sin(4x)$ (obrázek 5.1a) rekurentní graf na obrázku 5.1b. Rekurentní analýza se hojně využívá jako analýza variability srdeční frekvence (HRV - Heart Rate Variability) např. v časné diagnostice diabetické autonomní neuropatie (Nedělka et al., 2012). Nic nám ale nebrání aplikovat stejnou metodu i na EMG signál. Otázkou je, zda to bude mít nějaký přínos.

6 Implementace analýzy EMG signálu v prostředí MATLAB

V této kapitole se budeme zabývat implementací analýzy EMG signálu popsané v kapitole 5 do prostředí MATLAB. Popis syntaxe jednotlivých funkcí ve vzorcích 6.1 až 6.11 vychází z popisu funkcí implementovaných v MATLAB a je možné je dohledat např. v dokumentaci MATLAB (*MATLAB Documentation*, 2022) nebo přímo pomocí funkce *help* v příkazovém řádku MATLAB.

6.1 Časová doména

Rektifikaci signálu jsme v MATLAB realizovali za pomoci funkce *abs*, která ze všech prvků matice spočítá absolutní hodnoty a tím pádem záporné hodnoty převede do kladných hodnot. Pro izometrickou kontrakci je záznam z EMG před rektifikací zobrazen na obrázku 6.1a a po rektifikaci na obrázku 6.1b. Obdobně je možné zpracovat signál izotonické kontrakce, kde signál před rektifikací je zobrazen na obrázku 6.1c a po rektifikaci na obrázku 6.1d. Syntaxe této funkce je následující:

$$Abs_x = abs(x), \quad (6.1)$$

kde výstupem Abs_x je pole či řetězec absolutních hodnot pole či řetězce x . Dále jsme pracovali již s rektifikovaným signálem, proto by čtenáře neměla mást skutečnost, že znovu nepoužíváme převod na absolutní hodnotu, byť to některé vzorce z kapitoly 5.1 vyžadují.

Kvadratický průměr podle rovnice 5.1 je v prostředí MATLAB implementován jako funkce *rms*:

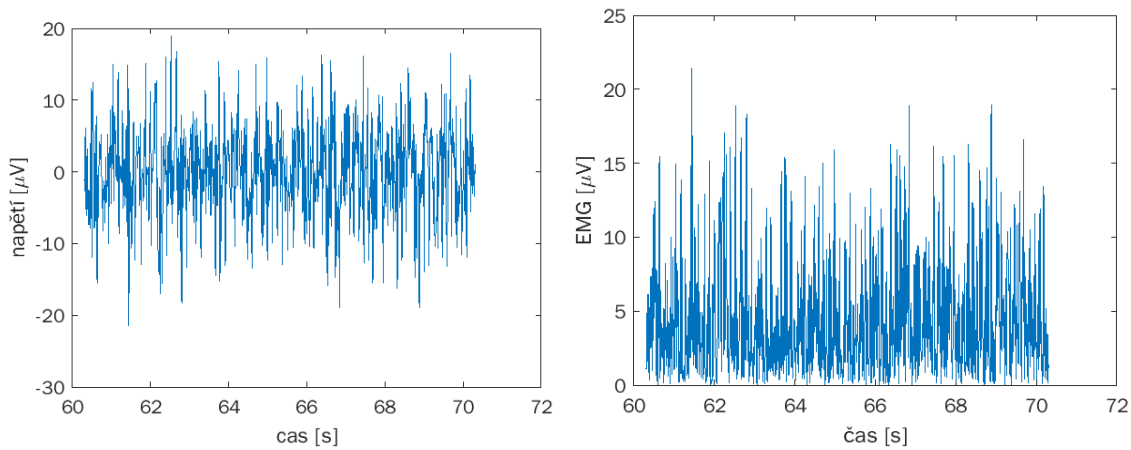
$$RMS_x = rms(Abs_x), \quad (6.2)$$

kde výstupem RMS_x je hodnota kvadratického průměru a vstupem Abs_x je pole či řetězec hodnot rektifikovaného signálu.

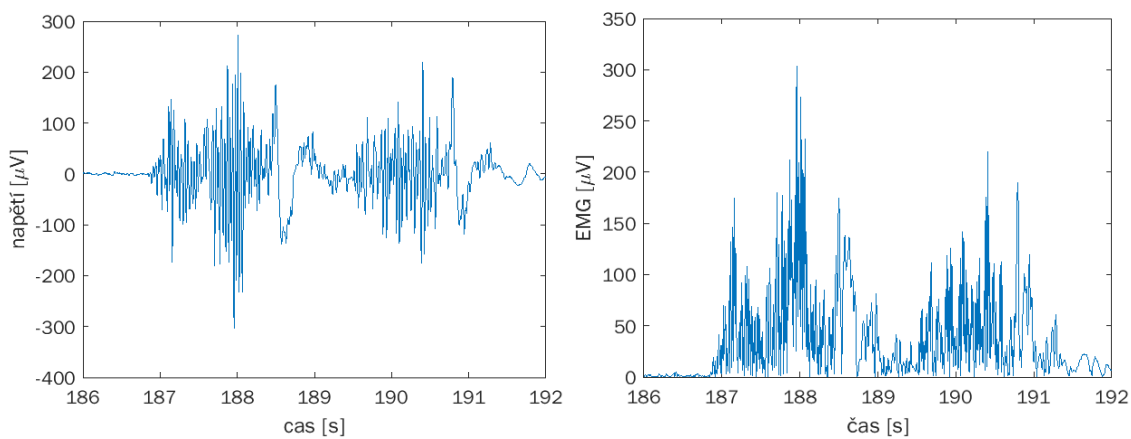
Střední absolutní hodnotu (MAV) jsme vypočítali dle vzorce 5.2 jako střední hodnotu z absolutních hodnot souboru. Použili jsme tedy funkci *mean* pro výpočet průměru.

$$MAV_x = mean(Abs_x), \quad (6.3)$$

kde výstupem MAV_x je hodnota kvadratického průměru a vstupem Abs_x je pole či řetězec hodnot rektifikovaného signálu.



(a) při izometrické kontrakci před rektifikací (b) při izometrické kontrakci po rektifikaci



(c) při izotonické kontrakci před rektifikací (d) při izotonické kontrakci po rektifikaci

Obrázek 6.1: EMG signál před a po rektifikaci při izometrické a izotonické kontrakci (autor)

Další funkcí, kterou jsme v MATLAB využili, je funkce *mad* pro výpočet **střední absolutní odchylky** dle rovnice 5.3.

$$MAD_x = mad(Abs_x), \quad (6.4)$$

kde MAD_x je výstupem funkce a Abs_x je pole či řetězec hodnot rektifikovaného signálu.

Pro **numerickou integraci** signálu podle rovnici 5.5 jsme v MATLAB využili funkci *sum* pro součet absolutních hodnot prvků 2 až N-1, který jsme následně přičetli k absolutní hodnotě prvního a posledního členu děleného dvěma a celé př násobili konstantou h , kde $h = 1/Fs$. Celý postup je v rovnici 6.5.

$$I_x = \left(\frac{Abs_1 + Abs_N}{2} + sum(Abs_2 : Abs_{N-1}) \right) \cdot h \quad (6.5)$$

kde I_x je výsledná integrace signálu, Abs_x je pole či řetězec hodnot rektifikovaného signálu a Fs je vzorkovací frekvence signálu.

Důležitou úpravou EMG signálu je jeho celkové **vyhlazení** signálu. U integrální elektromyografie zajišťované EMG holterem je tato úprava řešená hardwarově pomocí RC článku jak bylo popsáno v kapitole 3.3. My jsme tuto úpravu v MATLAB realizovali aplikací mediánového filtru a funkce počítající obalovou křivku signálu. Mediánový filtr pro aplikaci v 1-D prostoru (tedy i pro EMG signál) je v MATLAB implementován jako funkce *medfilt1*. Ten aplikuje na vstupní signál mediánový filtr třetího řádu a výstupem je vektor (signál) o stejné délce jako je vstupní signál. Zápis této funkce je následující:

$$y = medfilt1(x), \quad (6.6)$$

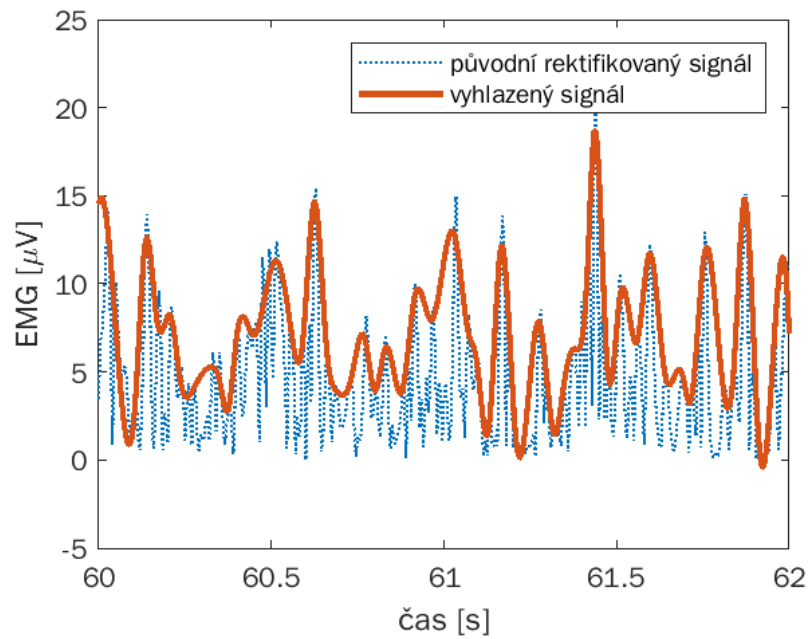
kde x je vstupní signál a y je zfiltrovaný signál x , který má totožnou délku se vstupním signálem. Funkce počítající obalovou křivku je v MATLAB nazvána jako *envelope* a umožňuje výpočet horní nebo dolní obalové křivky několika postupy. My jsme využili výpočet přes lokální maxima, kde je nastavitelným parametrem minimální počet vzorků oddělující tato lokální maxima. Užili jsme tedy funkci v podobě rovnice 6.7:

$$[up_x] = envelope(Abs_x, 1, "peak"), \quad (6.7)$$

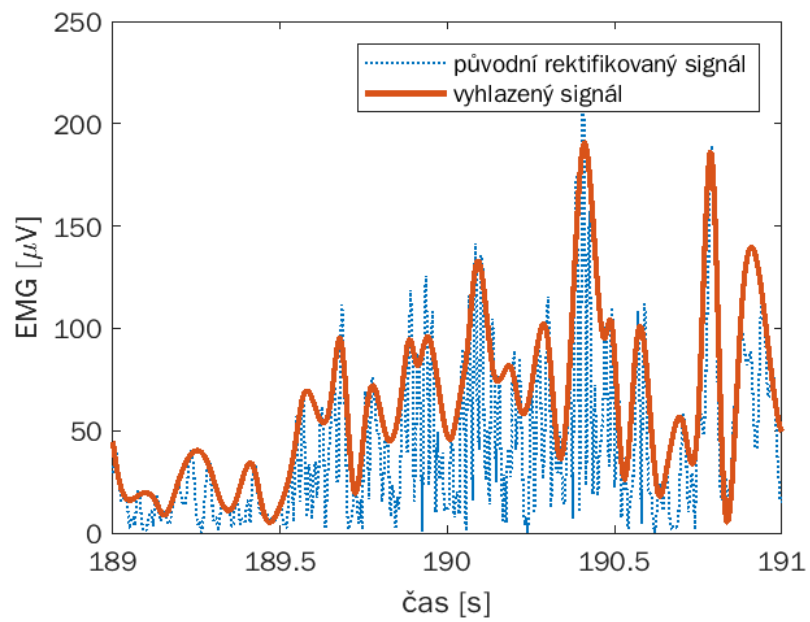
kde up_x je vypočítaná horní obalová křivka rektifikovaného signálu Abs_x , "peak" je volba výpočtu přes lokální maxima a 1 je minimální počet vzorků oddělující tato lokální maxima, v našem případě minimálně 1 vzorek. Po provedení funkce a vykreslení rektifikovaného signálu společně s obalovou křivkou je výsledek pro izometrickou kontrakci dle obrázku 6.2a. Pro izotonickou kontrakci je totéž na obrázku 6.2b.

6.2 Frekvenční doména

Převod z časové do frekvenční domény jsme realizovali pomocí diskrétní Fourierovy transformace, viz rovnice 5.6. V prostředí MATLAB je již diskrétní Fourierova



(a) při izometrické kontrakci



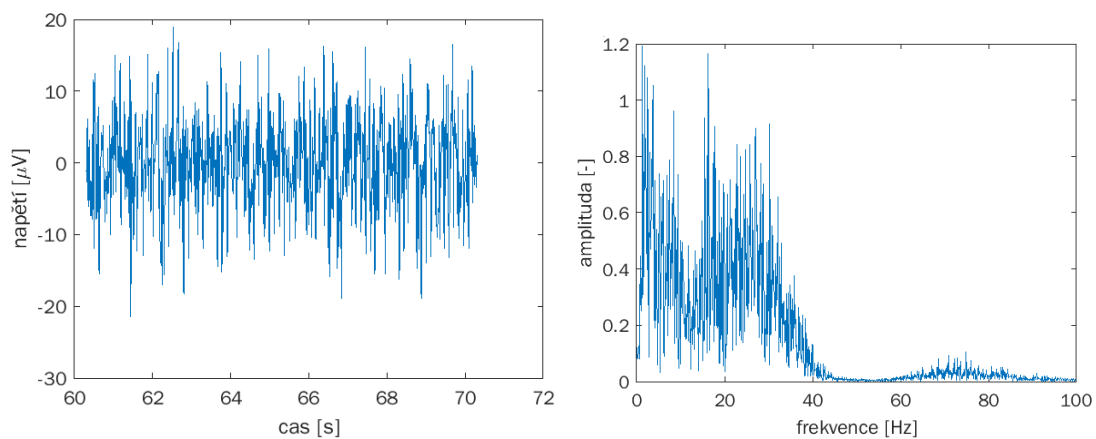
(b) při izotonické kontrakci

Obrázek 6.2: Vyhlazení EMG signálu pomocí mediánového filtru a funkce *envelope* (autor)

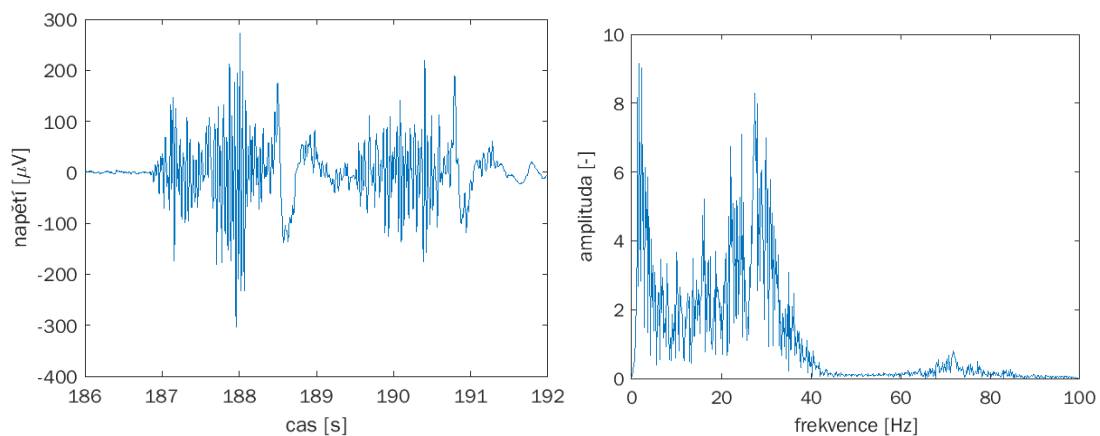
transformace implementovaná jako Fast Fourier transform neboli rychlá Fourierova transformace (*fft*). Jedná se o optimalizovaný výpočetní algoritmus diskretní Fourierovy transformace, který má menší výpočetní náročnost než samotný výpočet diskretní Fourierovy transformace. Použití této funkce je jednoduché:

$$F = fft(T), \quad (6.8)$$

kde F je výstup funkce, tedy Fourierova řada a T je řetězec dat v časové oblasti.



(a) při izometrické kontrakci před rektifikací (b) při izometrické kontrakci po aplikaci *fft*



(c) při izotonické kontrakci před rektifikací (d) při izotonické kontrakci po aplikaci *fft*

Obrázek 6.3: EMG signál před rektifikací a po aplikaci funkce *fft* při izometrické a izotonické kontrakci (autor)

Po aplikaci funkce *fft* na EMG signál při izometrické kontrakci z obrázku 6.3a je výsledkem frekvenční spektrum na obrázku 6.3b. Obdobně jsme rychlou Fourierovu transformaci aplikovali i na EMG signál při izotonické kontrakci, viz obrázky 6.3c a 6.3d

Kvadratický průměr podle rovnice 5.7 je v prostředí MATLAB implementován jako funkce *rms*:

$$RMS_f = rms(f), \quad (6.9)$$

kde výstupem RMS_f je hodnota kvadratického průměru a vstupem f je pole či řetězec hodnot.

Střední absolutní hodnotu (MAV) jsme vypočítali dle vzorce 5.8 jako střední hodnotu z absolutních hodnot souboru. Použili jsme tedy funkci *mean* pro výpočet průměru a funkci *abs* pro výpočet absolutní hodnoty.

$$MAV_f = mean(abs(f)), \quad (6.10)$$

kde výstupem MAV_f je hodnota kvadratického průměru a vstupem f je pole či řetězec hodnot.

Další funkcí, kterou jsme v MATLAB využili, je funkce *mad* pro výpočet **střední absolutní odchylky** dle rovnice 5.9.

$$MAD_f = mad(f), \quad (6.11)$$

kde MAD_f je výstupem funkce a f je pole či řetězec hodnot.

6.3 Nelineární metody

Funkce pro **spektrální entropii** není v MATLAB přímo implementovaná, proto jsme postupovali podle Stack Exchange (*Spectral Entropy Calculation in MATLAB*, 2016) a výpočet pro spektrální entropii vytvořili v MATLAB s použitím jiných funkcí. Postupovali jsme dle rovnic 5.12 a 5.13.

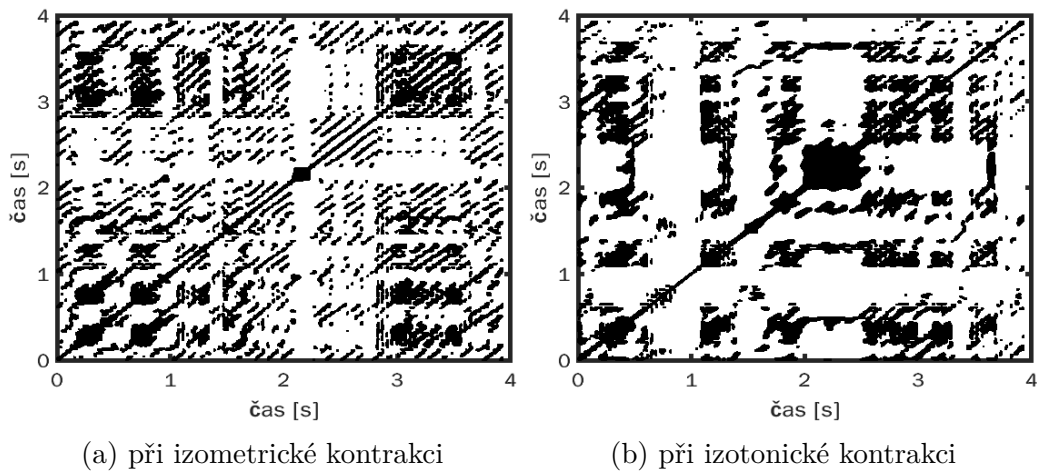
$$PSD_f = \frac{abs(f)^2}{sum(abs(f)^2)}, \quad (6.12)$$

$$SE = -sum[log(PSD_f) \cdot PSD_f],^1 \quad (6.13)$$

kde v rovnicích 6.12 a 6.13 f je řetězec hodnot, resp. Fourierova řada pro analyzovaný signál a SE je výsledná spektrální entropie.

Rekurentní analýza signálu také není v MATLAB přímo implementovaná, nicméně na MATLAB Central File Exchange je k dispozici sada funkcí pro její výpočet od (Yang, 2016). Výsledkem rekurentní analýzy aplikované na vyhlazený EMG signál při izometrické kontrakci je graf, který můžeme vidět na obrázku 6.4a a při izotonické kontrakci viz obrázek 6.4b. Vzhledem k tomu, že s problematikou rekurentní analýzy signálu nemáme hlubší zkušenosti, nebudeme se jejím přínosům dále věnovat. Mohly by být přínosným ukazatelem, neboť je na grafech rekurentní analýzy vidět jistá periodičita, nicméně necítíme se být dosti erudovaní k jejich hodnocení.

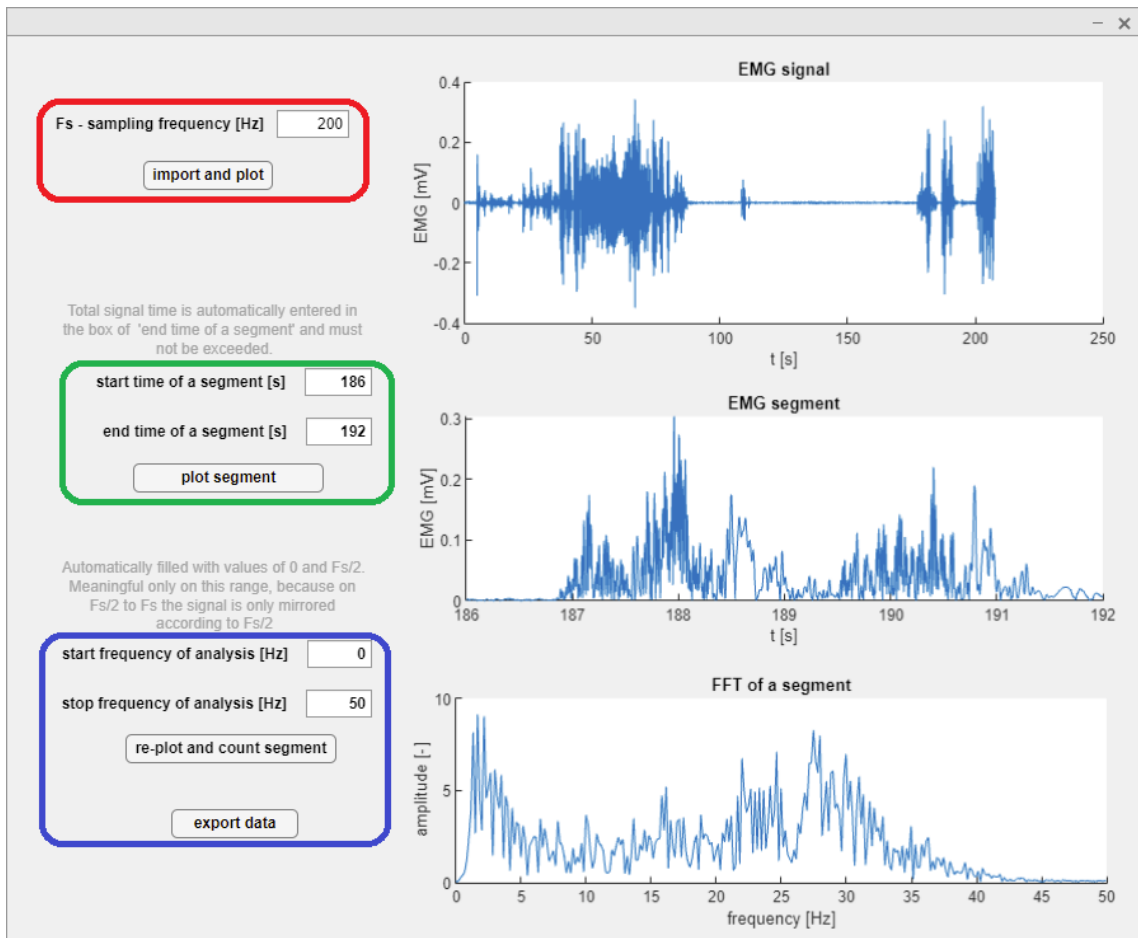
¹V MATLAB je přirozený logaritmus ln implementován jako funkce *log*, zatímco dekadický logaritmus *log* jako funkce *log10*.



Obrázek 6.4: Výsledek rekurentní analýzy na vyhlazeném EMG signálu (autor)

6.4 Aplikace analýzy signálu na experimentální data

Kromě prostého provedení analýz v MATLAB jsme vytvořili aplikaci pro stanovení základních analýz na signálu zadaného uživatelem. Jedná se o jednoduchou aplikaci, kterou může využít uživatel bez znalosti programování v MATLAB, a do které je možné načíst signál o dané vzorkovací frekvenci (F_s) ve formátu *.csv či *.xls. Po stisknutí tlačítka „import and plot“ pro načtení souboru se otevře dialogové okno pro výběr souboru. Zvolení vzorkovací frekvence signálu, jeho načtení a zobrazení provedeme v části označené na obrázku 6.5 červeně. Podmínkou načítaného souboru je, aby byla EMG data v druhém sloupci souboru. Důvodem je, že většina zařízení do prvního sloupce vkládá čas. Současně je počítáno s hlavičkou, která je v prvním řádku souboru. Po načtení se uživateli načtený signál vykreslí v horním grafu a dále si může vybrat úsek signálu, který by chtěl analyzovat. Tento výběr je možné udělat pomocí vyplňovacích okének na obrázku 6.5 v zeleně označené části aplikace, kam lze zadat počáteční čas a konečný čas segmentu v sekundách. Pokud chce uživatel analyzovat celý signál, potom nechá pole nezměněná, neboť se automaticky vyplní počátečním a konečným časem celého signálu. Dalším krokem je vykreslení zvoleného segmentu. Vykreslí se v časové doméně, kde je signál zobrazen už rektifikovaný (prostřední graf), i ve frekvenční doméně (spodní graf). Následně je možné si vybrat rozmezí frekvencí, které chceme analyzovat. Tuto volbu provedeme v části aplikace, kterou jsme na obrázku 6.5 označili modrým rámečkem. Opět platí, že pokud to nebude blíže specifikováno, bude signál analyzován v celém frekvenčním rozsahu, tedy od 0 Hz do hodnoty $F_s/2$. Je možné znovu zobrazit frekvenční spektrum (pokud nebyl rozsah změněn, spektrum zůstane nezměněné) a současně dojde k výpočtu hodnot analýz. Posledním krokem je export výsledných dat do *.csv souboru s názvem „export.csv“. V případě, že takový soubor není ve složce s aplikací přítomen, vytvoří se nový a do něj se vloží hlavička a výsledky analýzy. Pokud uživatel chce analyzovat např. více segmentů ze stejného signálu, může pozměnit zadání a znovu exportovat data. V takovém případě se do již existujícího souboru



Obrázek 6.5: Překreslení frekvenční domény dle zvoleného rozsahu (autor)

s názvem „*export.csv*“ doplní jen výsledky analýzy bez hlavičky. Pokud by chtěl uživatel další výsledky uložit do jiného souboru, je nutné stávající soubor v adresáři přejmenovat a nechat znovu proběhnout export. Poté bude mít opět soubor s názvem „*export.csv*“ s výsledky analýzy.

7 Pilotní studie

7.1 Vymezení problému

V této kapitole se budeme věnovat experimentálnímu šetření zaměřenému na sběr EMG signálu, na kterém bychom mohli ukázat aplikaci analýzy signálu z kapitoly 5 a 6. Cílem je porovnat tradiční a inovativní přístupy ke stanovení lokální svalové zátěže s využitím elektromyografie. Diplomová práce se sice zabývá především EMG signálem horních končetin v souvislosti s měřením LSZ, nicméně pro zjednodušení a zpřehlednění situace jsme zvolili anatomicky a funkčně jednodušší celek. Celá studie byla pojata jako pilotní.

Objektem našeho dalšího zkoumání se stal bérce, který sestává z ventrální, laterální a dorsální skupiny svalů. Dorsální skupina se člení na hlubokou a povrchovou vrstvu. Hluboká vrstva je tvořena svalem zákolenním (*musculus popliteus*), zadním svalem holenním (*musculus tibialis posterior*), dlouhým ohýbačem prstů (*musculus flexor digitorum longus*) a dlouhým ohýbačem palce (*musculus flexor hallucis longus*). Povrchová vrstva sestává z trojhlavého svalu lýtkového (*musculus triceps surae*) a svalu chodidlového (*musculus plantaris*). Trojhlavý sval lýtkový lze rozdělit ještě na dvojhlavý sval lýtkový (*gastrocnemius*) a hlouběji uložený šikmý sval lýtkový (*soleus*) (Čihák, 2001). Každopádně lýtkový sval je nejsilnějším a dominantním svalem dorsální skupiny svalů bérce, který se zásadním způsobem podílí na chůzi, běhu, skákání aj. Z tohoto důvodu jsme zvolili právě tento sval pro sběr experimentálních dat.

7.2 Použité experimentální metody

K naměření experimentálních dat jsme použili Go Direct školní EKG senzor od společnosti Vernier pro snímání elektrické aktivity svalů. Jedná se o zařízení s možností snímání EKG, EMG a EMG v absolutních hodnotách. Vzorovací frekvence zařízení je 200 Hz, rozsah ± 200 mV a udávaná přesnost je 0,024 mV. Signál v EMG režimu filtruje s horní propustí o hodnotě 2 Hz a dolní propustí o hodnotě 29 Hz. Připojení s PC je možné pomocí USB či bezdrátově díky Bluetooth. Pro zobrazení je nutné nainstalovat program Vernier Graphical Analysis, ve kterém můžeme nastavit právě režim snímání, dobu snímání a vzorkovací frekvenci. V průběhu měření pak vidíme snímané hodnoty v grafu a po nasnímání je jednoduše exportujeme do *.csv souboru, případně můžeme stáhnout graf z měření ve formátu pdf.

Ke stanovení hmotnosti probanda a k prvnímu experimentálnímu sběru dat jsme

použili osobní pružinovou váhu. Na ní je možné pozorovat okamžité změny jejího zatížení, což bylo potřeba k pozorování aktuální zátěže lýtkového svalu, viz sekce 7.3.

Stopky s nejmenším dílkem 0,1 s byly použity k prvnímu experimentu pro následné stanovení začátků a konců úseků, kdy proband držel konstantní zátěž lýtka, viz sekce 7.3.

7.3 Charakteristika výzkumného souboru a metodika sběru dat

Experimentální data jsme měřili na jednom probandovi, který byl seznámen s průběhem výzkumu. Stanovili jsme přibližnou hmotnost probanda jeho zvážením na osobní váze. Dále jsme krejčovským metrem změřili délku jeho bérce a nohy. Dle (Haladová a Nechvátalová, 2003) jsme stanovili délku bérce jako vzdálenost od zevního kotníku po štěrbinu kolenního kloubu a délku nohy jako vzdálenost mezi patou a nejdelším prstem nohy. Výzkumným subjektem byl 35 letý muž měřící 190 cm o hmotnosti 90 kg. Délka jeho bérce byla 98 cm a délka nohy 30 cm.

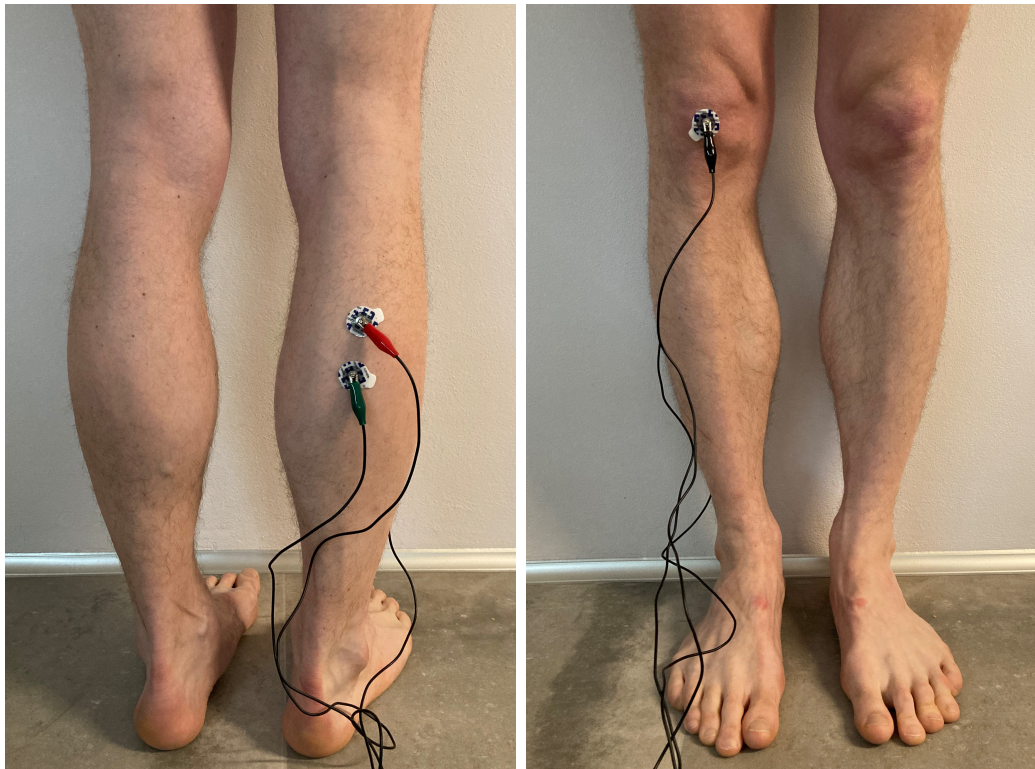
Použili jsme jednorázové povrchové elektrody předepsané výrobcem. Jedná se o elektrody s Ag / AgCl senzory a hypoalergenním vodivým gelem se samolepícím účinkem. Jako místo nalepení snímacích elektrod jsme vybrali lýtkový sval. Vertikálně jsme upřesnili polohu na přibližně 1/3 délky bérce proximálně a horizontálně na střed lýtka viz obrázek 7.1a. Zemnicí neboli referenční elektrodu jsme nalepili na česku (*patellu*) viz obrázek 7.1b. Před nalepením elektrod jsme kůži v místě aplikace oholili a očistili jemným abrazivním prostředkem, kterým jsme zbavili kůži zrohovatělé vrstvy pokožky. Následně jsme připojili příslušné svody k elektrodám pomocí krokosvorky¹.

Sběr dat můžeme rozdělit na dvě části. První bylo snímání EMG signálu při izometrické kontrakci a druhou bylo snímání izotonické kontrakce (rozdělení viz kapitola 3.2).

Izometrická kontrakce

Prvním experimentem bylo snímání EMG signálu z lýtkového svalu, na který byla postupně zvyšována zátěž. Proband položil pravou nohu cca 1/3 své délky na osobní váhu tak, aby úhel mezi nohou a holení svíral pravý úhel, který držel po celou dobu sběru dat. Následně byl vyzván, aby zatížil pravou končetinu přibližně 10 % své hmotnosti. Tento údaj odečítal sám z pružinové váhy. Když této hodnoty dosáhl, danou zátěž konstantně držel přibližně 10 s. Následně byl vyzván k navýšení zátěže na 20 % své hmotnosti a s tímto 10% krokem jsme postupovali až do maximálního zatížení, tedy využití 100 % své hmotnosti k zatížení pravé končetiny. Úseky, kdy proband držel konstantní zátěž končetiny, jsme poznačovali pomocí stopek, abychom byli následně schopni identifikovat začátek a konec jednotlivých segmentů s konstantní zátěží.

¹elektrotechnická součástka umožňující vodivé spojení ohebného vodiče s jiným vodičem pomocí kovových čelistí



(a) Snímací elektrody

(b) Referenční elektroda

Obrázek 7.1: Umístění elektrod (autor)

Izotonická kontrakce

Při druhém experimentálním sběru dat byl opět snímán signál z lýtkového svalu probanda. V tomto případě však nebylo cílem nasnímat signál odpovídající izometrické kontrakci, ale vyzvali jsme probanda k provádění výponů lýtka ve stoje. Proband při výponech měnil intenzitu i rychlost zátěže. Nejprve dělal pomalé výpony z jedné krajní polohy do druhé, posléze tempo výponů zvýšil, ale zato snížil rozsah pohybu. Takto několikrát zopakoval.

7.4 Metodika statistického zpracování dat

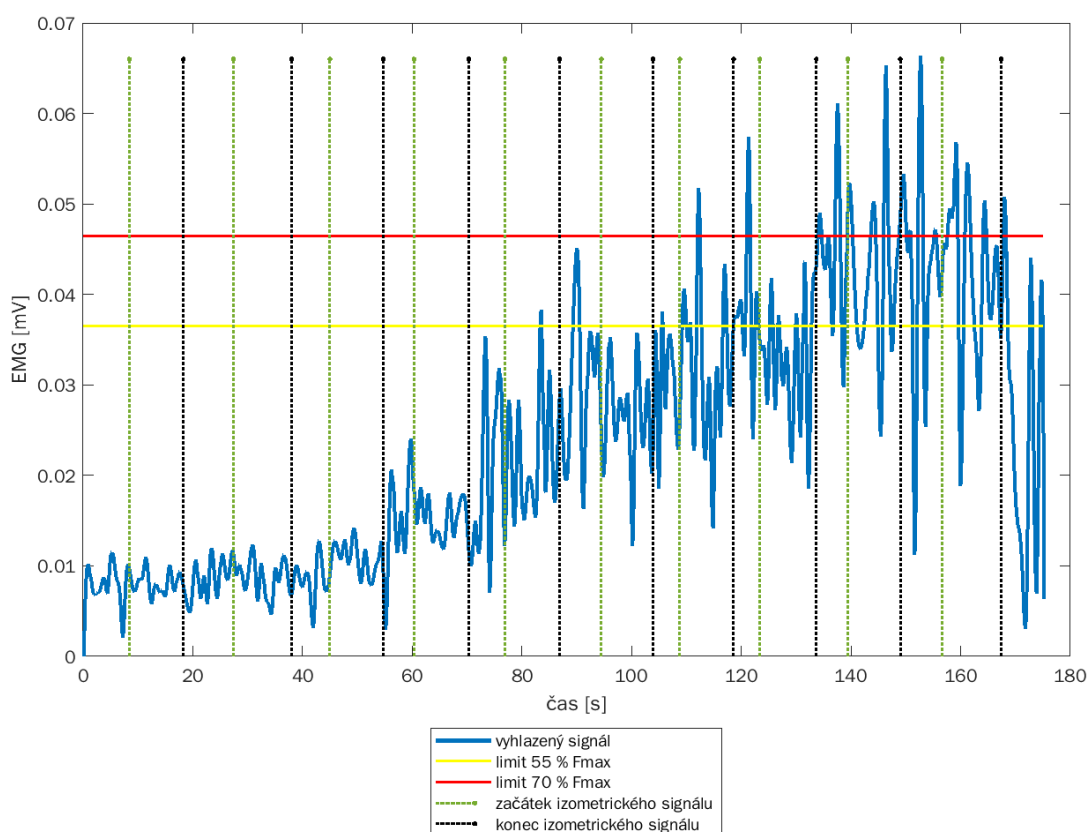
Získaná data jsme statisticky zpracovali dle kapitoly 5, resp. jsme využili jejich implementace do MATLAB dle kapitoly 6. Do aplikace jsme následně implementovali metody z časové oblasti popsané v kapitole 6.1, metody z frekvenční domény z kapitoly 6.2 a z nelineární analýzy (kapitola 6.3) funkci pro spektrální entropii. Na experimentálních datech jsme dále ukázali, že i tímto způsobem lze vyhodnotit překročení určitých limitů co se týče svalové síly jako je tomu u EMG holteru od společnosti GETA Centrum s.r.o. Ze signálu, který obsahuje záznam maximální volní svalové síly, je možné po jeho vyhlazení odečíst jeho maximální hodnotu a dle této hodnoty sledovat počet překročení limitu. Z námi naměřených dat s izometrickou kontrakcí i izotonickou kontrakcí jsme po jejich vyhlazení odečetli maximální

hodnoty, které jsme označili za F_{max} . Dle legislativy ČR (viz sekce 4.2) je limitem 55 % F_{max} a 70 % F_{max} , respektive je sledován počet překročení v rozmezí 55 % až 70 % F_{max} a počet překročení nad 70 % F_{max} . Proto jsme dále dle námi zjištěné hodnoty F_{max} stanovili hodnotu 55 % F_{max} a 70 % F_{max} .

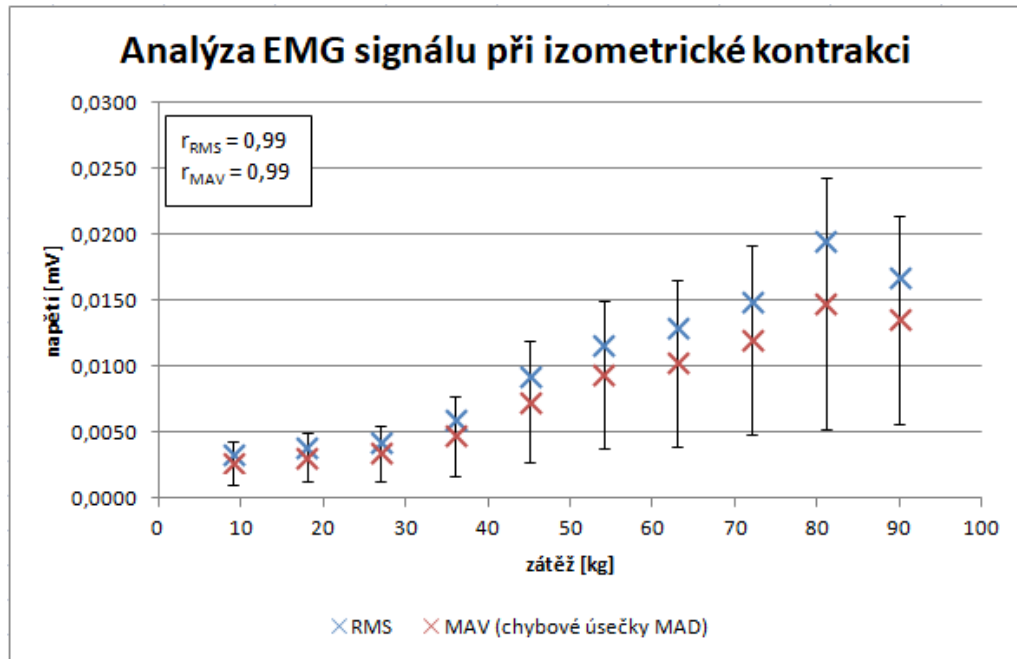
7.5 Analýza výzkumných dat

Izometrická kontrakce

Hranice 55 % a 70 % F_{max} jsou pro izometrickou kontrakci graficky znázorněné na obrázku 7.2. Zároveň jsou zelenou čarou vyznačeny začátky izometrických částí signálu a černou čarou pak jejich konce. Mezi těmito segmenty signál není izometrický. Zároveň lze díky tomuto znázornění poukázat na provázanost s výsledky analýz na obrázcích 7.3 až 7.5, kde jsou analýzy znázorněny podle zátěže. Na obrázku 7.2 totiž první segment odpovídá zátěži 9 kg, druhý zátěži 18 kg atd. Co se týče počtu překročení, tak pro sběr izometrické kontrakce byl signál v rozmezí 55 % až 70 % F_{max} ve 14,6 % celkového času a nad 70 % F_{max} v 7,6 % celkového času. Neméně zajímavá je pro nás i skutečnost, že první překročení hranice 55 % F_{max} nastala v čase, který odpovídal zátěži 50 % hmotnosti probanda. Stejně tak hranici 70 % F_{max} proťal signál poprvé při zátěži odpovídající 70 % hmotnosti probanda.



Obrázek 7.2: Znázornění hranice 55 % F_{max} a 70 % F_{max} na vyhlazeném EMG signálu při izometrické kontrakci (autor)

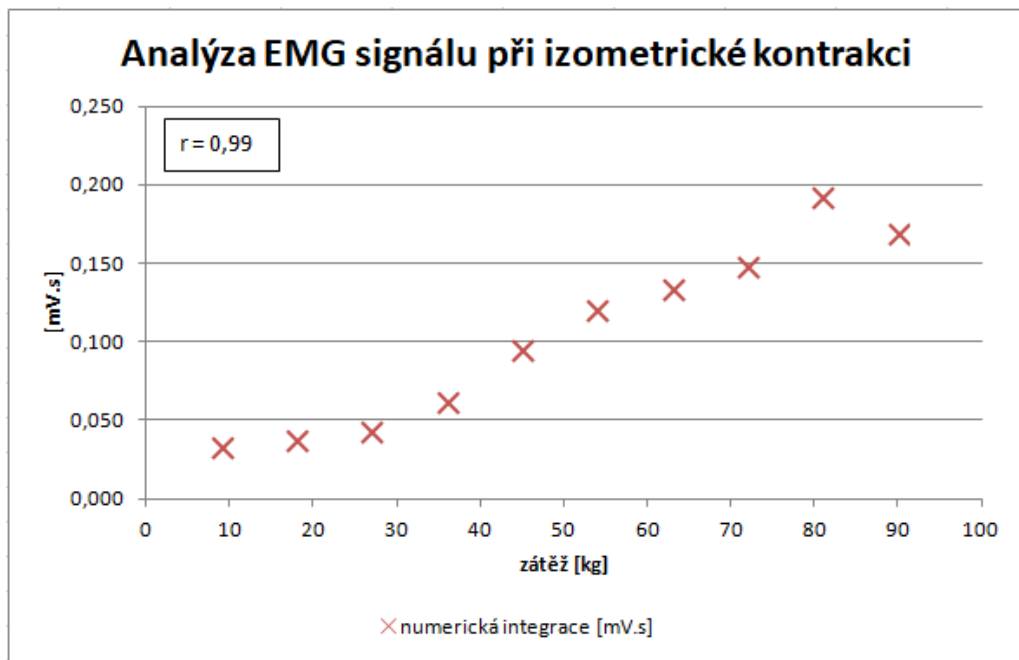


Obrázek 7.3: Výsledky analýzy EMG signálu pro izometrickou kontrakci - RMS (root mean square), MAV (mean absolute value) a MAD (mean absolute deviation) (autor)

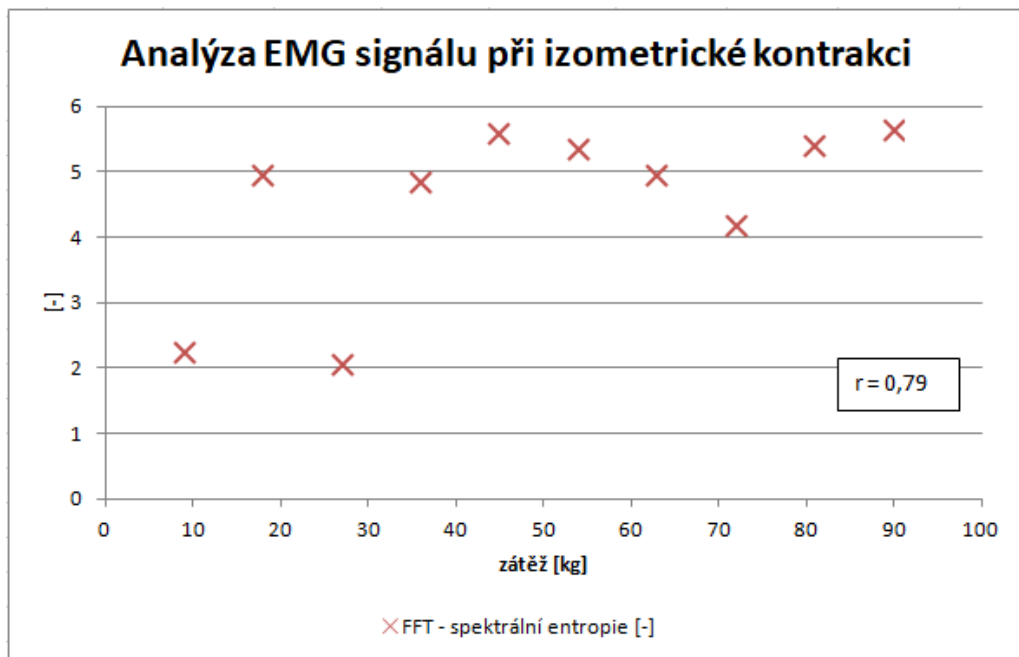
Výsledky analýzy výzkumných dat jsou pro izometrickou kontrakci uvedeny v tabulce na obrázku C.1 v příloze. Podle grafu na obrázku 7.3 je vidět, že kvadratický průměr společně se střední absolutní hodnotou roste se zvyšující se zátěží. Chybové úsečky odpovídají hodnotám střední absolutní odchylky - MAD. Podobný trend se stejným korelačním koeficientem jako v případě MAV, vykazuje i numerická integrace, viz obrázek 7.4. Zde jsme museli hodnotu numerické integrace normovat tak, abychom eliminovali délku zvoleného signálu, která nebyla vždy stejná. Spektrální entropie (viz obrázek 7.5 na rozdíl od předchozích analýz tento trend nevykazuje. Naopak lze říct (pomineme-li 1. a 3. hodnotu, které jsou odlehlé), že se spektrální entropie se zátěží nemění.

Izotonická kontrakce

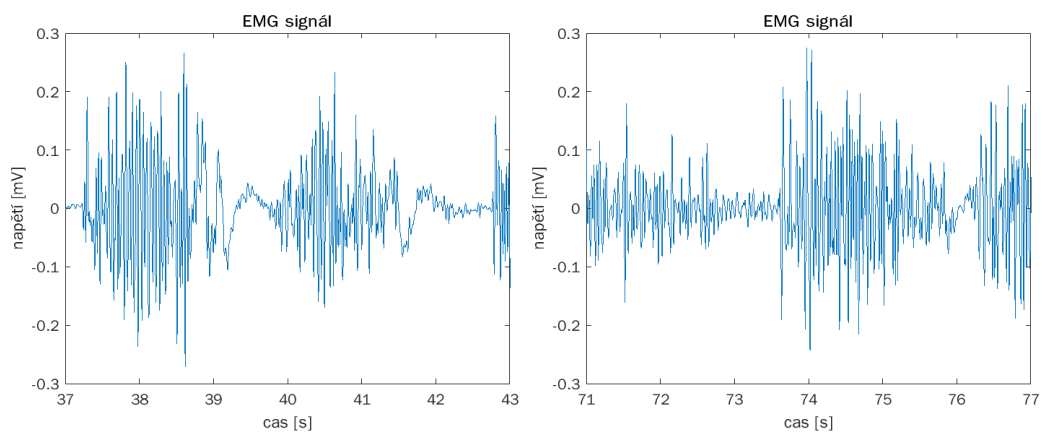
Data získaná při izotonické kontrakci jsme rozdělili do několika ukázkových signálů, které můžeme vidět na obrázku 7.6. Pro zjednodušení jsme je označili čísly 1 až 3. Výsledky analýzy pro dílčí signály můžeme vidět v tabulce na obrázku C.2 v příloze. Oproti izometrické kontrakci zde žádný významný trend pro RMS ani MAV nevidíme (viz obrázek 7.7). Obdobně je to pro numerickou integraci na obrázku 7.8 a spektrální entropii 7.9. V tomto případě jsme nemuseli numerickou integraci normovat, neboť jsme zvolily stejně dlouhé úseky signálu. Sledování doby překročení v rozmezí 55 % až 70 % F_{max} a doby překročení nad 70 % F_{max} je pro izotonickou kontrakci graficky znázorněno na obrázku 7.10. Signál izotonické kontrakce byl v rozmezí 55 % až 70 % F_{max} po dobu 5,0 % celkového času a nad hranicí 70 % F_{max} pak signál byl po dobu 2,4 % z celkového času.



Obrázek 7.4: Výsledky analýzy EMG signálu pro izometrickou kontrakci - numerická integrace (autor)

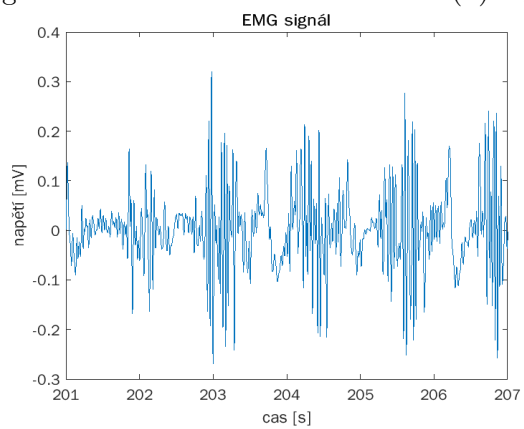


Obrázek 7.5: Výsledky analýzy EMG signálu pro izometrickou kontrakci - spektrální entropie (autor)



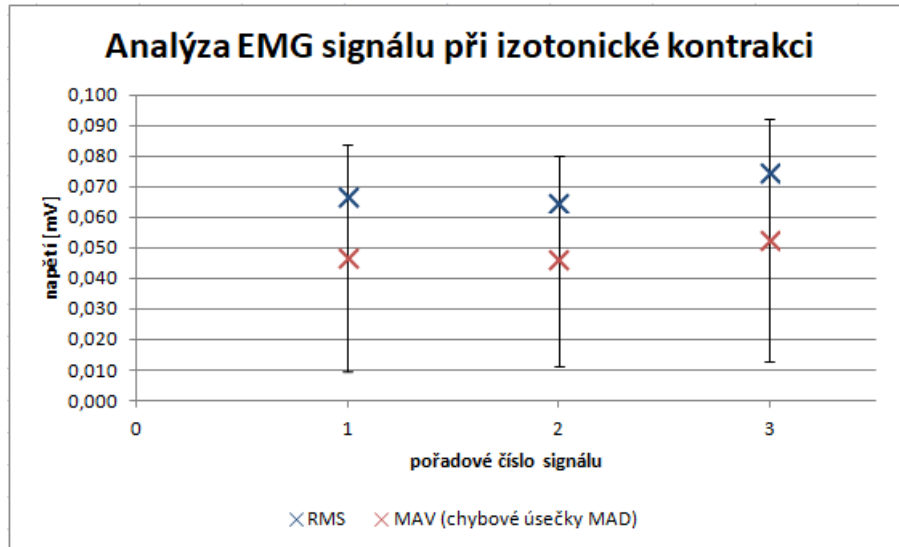
(a) Signál 1

(b) Signál 2

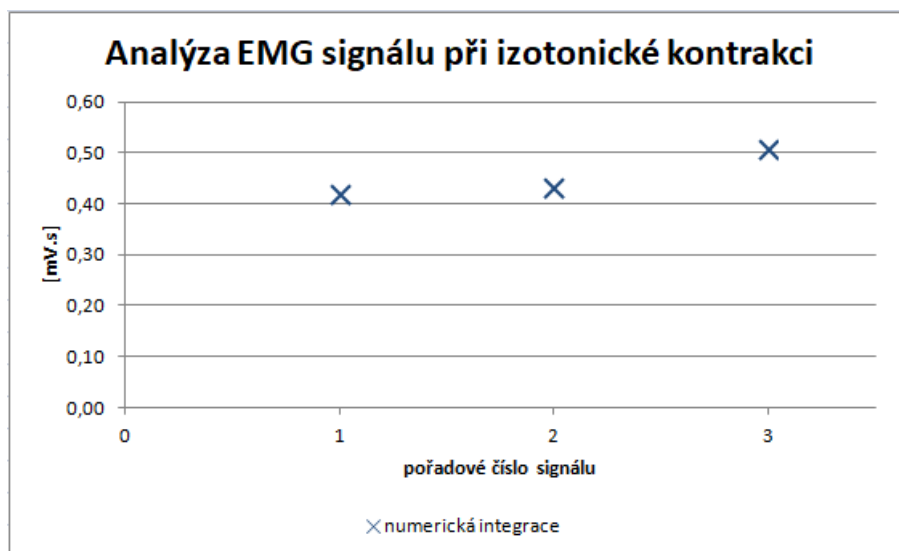


(c) Signál 3

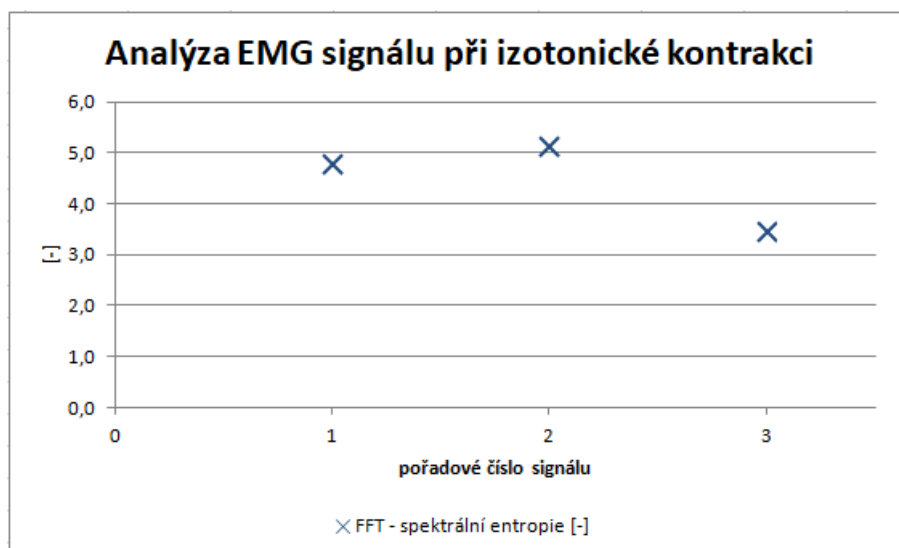
Obrázek 7.6: Grafické znázornění vybraných částí signálu s izotonickou kontrakcí (autor)



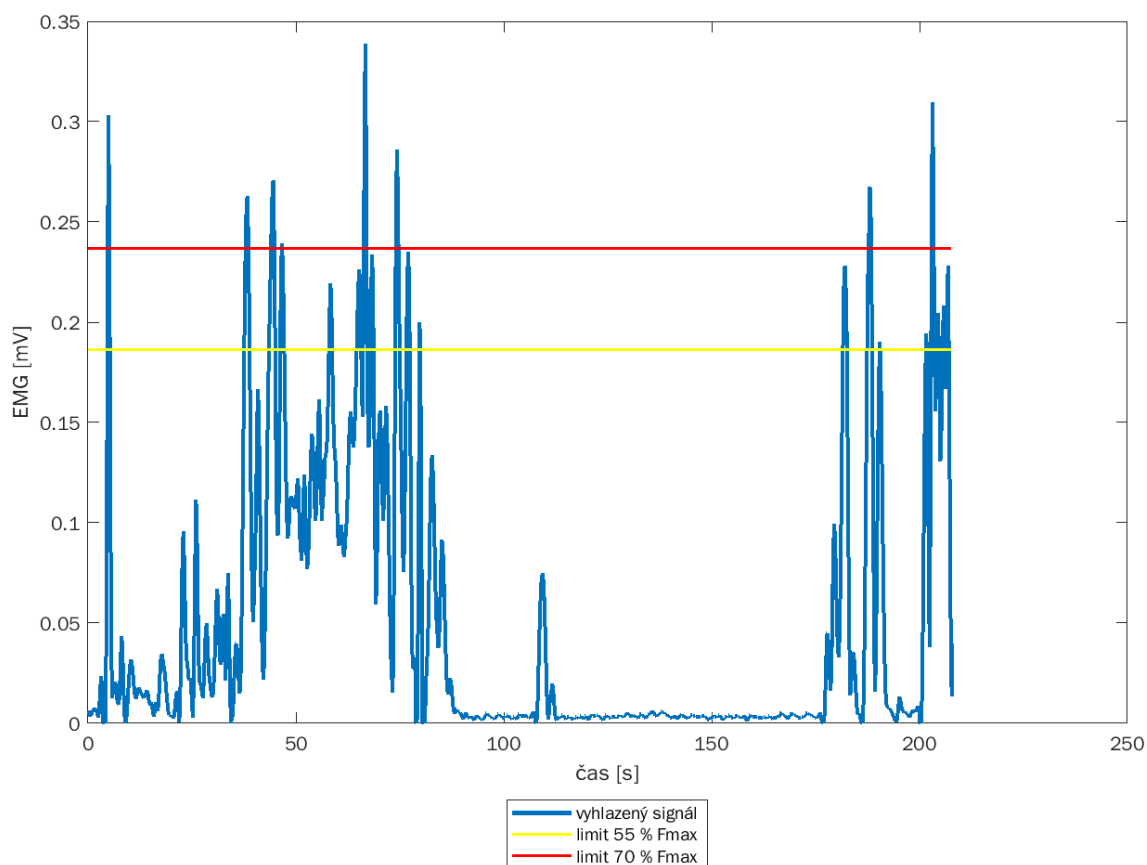
Obrázek 7.7: Výsledky analýzy EMG signálu pro izotonickou kontrakci - RMS (root mean square), MAV (mean absolute value) a MAD (mean absolute deviation) (autor)



Obrázek 7.8: Výsledky analýzy EMG signálu pro izotonickou kontrakci - numerická integrace (autor)



Obrázek 7.9: Výsledky analýzy EMG signálu pro izotonickou kontrakci - spektrální entropie (autor)



Obrázek 7.10: izotonická kontrakce

Obrázek 7.11: Znázornění hranice 55 % Fmax a 70 % Fmax na vyhlazeném EMG signálu (autor)

7.6 Analýza výzkumných cílů

V této kapitole jsme si dávali za cíl ukázat aplikaci analýzy signálu z předchozích kapitol. Domnívám se, že naplnění tohoto cíle se nám podařilo, naměřená data je možné analyzovat i v námi vytvořené aplikaci, která je přílohou této práce. Dalším cílem bylo porovnat tradiční a inovativní přístupy ke stanovení LSZ s využitím elektromyografie. Grafy na obrázcích 7.2 a 7.10 jsou simulací situace, která se odehrává při integrované elektromyografii. Signál vyhledáme a na základě naměřené maximální volní svalové kontrakce určíme hranici 55 % F_{max} a 70 % F_{max} a sledujeme, kolikrát a při jakých činnostech dochází k jejich překročení. Mimo to jsme v naší SW aplikaci nabídli další statistické údaje, jako jsou kvadratický průměr, střední absolutní hodnota, střední absolutní odchylka, numerická integrace a spektrální entropie. Zdá se, že některé z nich nám o signálu mnoho neprozradí. Ovšem podíváme-li se na korelační koeficient pro kvadratický průměr, střední absolutní hodnotu a nebo numerickou integraci, vidíme zde poměrně silnou korelaci se zátěží svalu.

Zevrubnější statistickou analýzu získaných dat jsme neprováděli, neboť se jednalo o pilotní studii na jednom probandovi. Studie tedy nemá ověřit námi navržený postup analýzy, má jen naznačit, že je zde alternativní cesta, která nám může přinést možná i hlubší poznání než integrální EMG. Námi navrhovaná alternativa k integrální elektromyografii umožňuje zejména vyhodnocení střední hodnoty a variability signálu, která lépe vypovídá o samotném výkonu, který sval při daném druhu kontrakce podává. Za hlubší průzkum by stála zejména spektrální entropie u izotonické kontrakce. V našem experimentálním šetření se při izotonické kontrakci jednalo o výpony, které kopírovaly stále stejný pohybový vzor a spektrální entropie u nich byla přibližně stejná. Její význam u složitějších úkonů sestávající z izotonické kontrakce by mohl být výrazně zajímavější.

8 Diskuze

V této práci jsme se pokusili popsat rozdíly ve stanovování lokální svalové zátěže v České republice a ve světě. Rozdíly jsou poměrně markantní, neboť ve světě je většinou způsob stanovení pouze doporučen a v legislativě je zaměstnavatelům necháváno poměrně velké pole působnosti. Na rozdíl od toho v ČR je legislativně striktně dáno, jakým způsobem má být stanovení provedeno. Bylo by zajímavé porovnat reliabilitu a validitu jednotlivých metod stanovení lokální svalové zátěže včetně integrované elektromyografie. Na základě toho bychom mohli posoudit, která metoda je nejefektivnější, co se týče reliability a validity, časové i finanční náročnosti. I přesto je namístě zvážit určitou modernizaci integrované elektromyografie, co se týče zpracování EMG signálu. Hardwarové zpracování, které se používá dnes, by bylo vhodnější nahradit za zpracování softwarové, které je variabilnější. Je možné ho aktualizovat a v neposlední řadě je možné se dostat i k primárním datům, které mohou být pro další výzkum a analýzu přínosné. Uvědomujeme si, že vývoj nové aplikace přináší určitá úskalí. Je potřeba vyhovět legislativním požadavkům, podrobit se autorizaci a dostat se na trh, ale věříme, že je na čase přinést do této oblasti inovaci.

I přes tyto možnosti je stále otázkou, jaká je korelace mezi mechanickou a elektrickou odezvou svalu. EMG signál je velmi variabilní, a abychom mohli provést zjednodušení, že elektrická odezva svalu koreluje s mechanickou aktivitou svalu, bylo by potřeba celou problematiku podrobit rozsáhlejšímu výzkumu. I adekvátní stanovení maximální volní svalové síly je nelehký úkol, na kterém se kolikrát neshodnou ani jednotlivé laboratoře stanovení lokální svalové zátěže mezi sebou.

Z výše uvedených důvodů je potřeba se věnovat systematickému výzkumu aplikace teorie signálu v elektromyografii a z těchto poznatků vyvodit relevantní závěry pro případnou úpravu legislativního rámce v ČR. V případě jeho rozvolnění by mohl vzniknout prostor pro alternativní způsob stanovení lokální svalové zátěže, který by mohl odstartovat výzkum na toto téma.

9 Návrh doporučení pro praxi

Navrhujeme zejména provést porovnání reliability a validity metod stanovení lokální svalové zátěže. Metoda integrované elektromyografie je poměrně časově i finančně náročnou variantou a je otázkou, jestli je její reliability a validita výrazně vyšší než u ostatních metod, které nejsou tak časově ani finančně náročné. Na základě toho, by bylo vhodné upravit legislativní požadavky ČR tak, aby vyhovovali nejnovějším poznatkům. Bylo by vhodné pozměnit způsob analýzy EMG signálu tak, aby bylo možné se jednak dostat k primárním datům pro případ dalšího výzkumu, ale zejména aby bylo možné systém dynamicky modifikovat. To se při hardwarovém zpracování signálu dělá jen obtížně. Na základě této práce víme, že podobných výsledků, jakých dnes dosahujeme právě hardwarovým zpracováním, dosáhneme i za pomoci softwarové aplikace. Ta nám navíc poskytuje možnost provést i další analýzy.

Pro další využívání integrální elektromyografie pro stanovení lokální svalové zátěže je z našeho pohledu nezbytné blíže prozkoumat korelaci mezi mechanickou a elektrickou odezvou svalu. Ta je základním principem integrální elektromyografie pro účely stanovení lokální svalové zátěže a na tuto problematiku jsme upozorňovali již v předchozí práci (Václavíková, 2019). Námí vyvinutá aplikace umožňuje širší práci s EMG signálem a tedy má potenciál k nalezení hlubších souvislostí mezi mechanickou a elektrickou aktivitou svalu.

10 Závěr

Cílem této práce bylo shrnout aktuální poznatky o metodikách stanovení lokální svalové zátěže horních korních končetin s využitím elektromyografie. V kapitole 4 jsme podrobně rozepsali situaci v České republice a následně jsme představili vybrané metody stanovení fyzické zátěže používané ve světě. Z tohoto hlediska je stěžejní část 4.5, která přináší stručné shrnutí poznatků získaných ze světa v kontextu s metodami používanými v České republice.

Dále jsme vytvořili softwarovou aplikaci pro analýzu EMG signálu. SW aplikace popsaná v části 6.4 může sloužit k analýze EMG signálu a její funkčnost jsme ověřili na experimentálních datech získaných v pilotní studii. Provedli jsme na nich analýzu v časové oblasti, ve frekvenční oblasti a aplikovali jsme i nelineární metody, mezi které patří spektrální entropie a rekurentní analýza signálu. Signál jsme krom těchto inovativních analýz zpracovali i způsobem, který poskytuje integrovaná elektromyografie a tím jsme porovnali tradiční a inovativní přístupy ke stanovení LSZ s využitím EMG. Právě porovnání těchto přístupů byl jeden z dílčích úkolů.

Na základě splnění dílčích úkolů lze konstatovat, že se nám podařilo naplnit i hlavní cíl práce, kterým bylo ověřit možnosti využití analýzy EMG signálu při stanovení LSZ. Výstupem práce je návrh alternativního přístupu ke zpracování EMG signálu a SW aplikace k analýze EMG signálu.

Další výzkum by měl být směřován k prozkoumání korelace mezi mechanickou a elektrickou odezvou svalu, protože elektromyografie se zakládá právě na této korelaci. Zajímavé by bylo, zjistit reliabilitu a validitu jednotlivých metod stanovení lokální svalové zátěže. Z toho bychom mohli vyvodit, která z metod je nejefektivnější a kterým směrem by se měl ubírat další vývoj. Na základě této informace bychom mohli navrhnout úpravu legislativních opatření, které jsou v ČR s lokální svalovou zátěží neodmyslitelně spjata. Krom toho by nám to mohlo pomoci optimalizovat analýzu EMG signálu a využít tak lépe potenciál analýzy v časové a frekvenční doméně i nelineární metody představené v této práci.

Použitá literatura

- ANTONUCCI, Andrea, 2019. Comparative analysis of three methods of risk assessment for repetitive movements of the upper limbs: OCRA index, AC-GIH(TLV), and strain index. *International Journal of Industrial Ergonomics* [online]. Roč. 70, s. 9–21 [cit. 2022-04-02]. ISSN 01698141. Dostupné z DOI: [10.1016/j.ergon.2018.12.005](https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.12.005).
- BAO, S. et al., 2007. Quantifying repetitive hand activity for epidemiological research on musculoskeletal disorders - Part II: comparison of different methods of measuring force level and repetitiveness. *Ergonomics* [online]. Roč. 49, č. 4, s. 381–392 [cit. 2022-04-02]. ISSN 0014-0139. Dostupné z DOI: [10.1080/00140130600555938](https://doi.org/10.1080/00140130600555938).
- BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK, 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- BOWDEN, Stephen, 2018. *Rapid Upper Limb Assessment (RULA) Worksheet Tool – A Step by Step Guide With Free PDF Download* [online] [cit. 2022-04-02]. Dostupné z: <https://www.morganmaxwell.co.uk/rapid-upper-limb-assessment-rula-worksheet-tool-free-pdf-download/>.
- COLOMBINI, Daniela a Enrico OCCHIPINTI, 2016. *Risk Analysis and Management of Repetitive Actions* [online]. CRC Press [cit. 2022-04-20]. ISBN 9781498736633. Dostupné z DOI: [10.1201/9781315382678](https://doi.org/10.1201/9781315382678).
- ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ, 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0367-6.
- ČESKO, 1995. Nařízení vlády ze dne 15. listopadu 1995, kterým se stanoví seznam nemocí z povolání. In: *Sbírka zákonů České republiky*, s. 3968–3978. Č. 76. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=2887>.
- ČESKO, 2000. Zákon ze dne 14. července 2000 o ochraně veřejného zdraví a o změně některých souvisejících zákonů. In: *Sbírka zákonů České republiky*, s. 3622–3662. Č. 74. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=3462>.

- ČESKO, 2003a. Stanovení nejméně středního stupně závažnosti izolovaného syndromu karpálního tunelu. In: *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*, s. 3–4. Č. 10. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-10-2003-2/>.
- ČESKO, 2003b. Vyhláška č. 432 ze dne 4. prosince 2003, kterou se stanoví podmínky pro zařazování prací do kategorií, limitní hodnoty ukazatelů biologických expozičních testů, podmínky odběru biologického materiálu pro provádění biologických expozičních testů a náležitosti hlášení prací s azbestem a biologickými činiteli. In: *Sbírka zákonů České republiky*, s. 7210–7223. Č. 142. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=4226>.
- ČESKO, 2007. Nařízení vlády č. 361 ze dne 12. prosince 2007, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci. In: *Sbírka zákonů České republiky*, s. 5086–5236. Č. 111. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=5202>.
- ČESKO, 2012. Vyhláška ze dne 22. března 2012 o stanovení bližších požadavků na postup při posuzování a uznávání nemocí z povolání a okruh osob, kterým se předává lékařský posudek o nemoci z povolání, podmínky, za nichž nemoc nelze nadále uznat za nemoc z povolání, a náležitosti lékařského posudku (vyhláška o posuzování nemocí z povolání). In: *Sbírka zákonů České republiky*, s. 1754–1758. Č. 40. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=z&id=24073>.
- ČIHÁK, Radomír, 2001. *Anatomie*. Druhé, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 80-7169-970-5.
- ČSN EN 1005-3+A1, 2009. *Bezpečnost strojních zařízení - Fyzická výkonnost člověka - Část 3: Doporučené mezní síly pro obsluhu strojních zařízení*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví.
- DUNCAN, Scott F. M. a Ryosuke KAKINOKI, 2017. *Carpal Tunnel Syndrome and Related Median Neuropathies* [online]. Cham: Springer International Publishing [cit. 2022-01-29]. ISBN 978-3-319-57008-2. Dostupné z DOI: [10.1007/978-3-319-57010-5](https://doi.org/10.1007/978-3-319-57010-5).
- DYLEVSKÝ, Ivan, 2007. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1649-7.
- DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
- FAJFROVÁ, Svatava, 2020. *SOP – Standardní operační postup: SET I 8 – Měření a hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované EMG: Postup LOVZ při měření a hodnocení lokální svalové zátěže*. Liberec.
- FENCLOVÁ, Zdenka et al., 2021. *Nemoci z povolání v České republice 2020*. Praha: Státní zdravotní ústav. ISSN 1804-5960. Dostupné také z: http://www.szu.cz/uploads/NZP/Hlaseni_NzP_2020.pdf.

- FINSKO, 2002. Occupational Safety And Health Act (Työturvallisuuslaki): English translation. In: *Sbírka finských zákonů (Suomen Säädoskokoelma)*. FINLEX, s. 3695–3711. Č. 738. Dostupné také z: https://www.ilo.org/dyn/natlex/natlex4.detail?p_isn=62320%5C&p_lang=en.
- GETA CENTRUM S.R.O., 2002. *EMG Holter: Část I. Uživatelský manuál*. Praha.
- GRZYBOWSKA, Katarzyna, 2010. An OWAS-based analysis of storekeeper workloads. *Logistics and Transport*. Roč. 10, s. 57–63.
- HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ, 2003. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 2. nezm. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 80-7013-393-7.
- HENDL, Jan, 2015. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. Páté, rozšířené vydání. Praha: Portál. ISBN 978-80-262-0981-2.
- HIGNETT, Sue a Lynn MCATAMNEY, 2000. Rapid Entire Body Assessment (REBA). *Applied Ergonomics* [online]. Roč. 31, č. 2, s. 201–205 [cit. 2022-04-03]. ISSN 00036870. Dostupné z DOI: [10.1016/S0003-6870\(99\)00039-3](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3).
- HITA-GUTIÉRREZ, Manuel et al., 2020. An Overview of REBA Method Applications in the World. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. Roč. 17, č. 8 [cit. 2022-04-03]. ISSN 1660-4601. Dostupné z DOI: [10.3390/ijerph17082635](https://doi.org/10.3390/ijerph17082635).
- CHUNDELA, Lubor, 2013. *Ergonomie*. 3. vyd. V Praze: České vysoké učení technické. ISBN 978-80-01-05173-3.
- KADAŇKA, Z., J. DUFEK a J. HROMADA, 2017. *Standard elektrofyzilogického vyšetření syndromu karpálního tunelu pro potřeby hlášení choroby z povolání*. Česká neurologická společnost. Dostupné také z: <https://www.czech-neuro.cz/content/uploads/2018/02/sy-karpalniho-tunelu.docx>.
- KARHU, Osmo, Pekka KANSI a Iikka KUORINKA, 1977. Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. *Applied Ergonomics* [online]. Roč. 8, č. 4, s. 199–201 [cit. 2022-04-03]. ISSN 00036870. Dostupné z DOI: [10.1016/0003-6870\(77\)90164-8](https://doi.org/10.1016/0003-6870(77)90164-8).
- KIRAN, K. a K. Uma RANI, 2017. Analysis of EMG Signal to Evaluate Muscle Strength and Classification. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)* [online]. Roč. 4, č. 7, s. 177–182 [cit. 2022-02-01]. ISSN 2395-0056. Dostupné z: <https://www.irjet.net/archives/V4/i7/IRJET-V4I731.pdf>.
- MAHACHANDRA, Manik et al., 2018. Working posture analysis of sweet whey powder handling at CV Cita Nasional warehouse using OVAKO Working Posture Analysis (OWAS). *SHS Web of Conferences* [online]. Roč. 49 [cit. 2022-04-03]. ISSN 2261-2424. Dostupné z DOI: [10.1051/shsconf/20184902013](https://doi.org/10.1051/shsconf/20184902013).
- MATLAB Documentation*, 2022 [online]. The MathWorks [cit. 2022-05-05]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/index.html>.

- MCATAMNEY, Lynn a E. Nigel CORLETT, 1993. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics* [online]. Roč. 24, č. 2, s. 91–99 [cit. 2022-04-02]. ISSN 00036870. Dostupné z DOI: [10.1016/0003-6870\(93\)90080-S](https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S).
- MERLETTI, Roberto a FARINA, Dario (ed.), 2016. *Surface electromyography: Physiology, engineering and applications* [online]. Hoboken: IEEE Press series in biomedical engineering [cit. 2022-02-01]. Dostupné z DOI: [10.1002/9781119082934](https://doi.org/10.1002/9781119082934).
- METRAL, S. a G. CASSAR, 1981. Relationship between force and integrated EMG activity during voluntary isometric anisotonic contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* [online]. Roč. 46, č. 2, s. 185–198 [cit. 2022-04-22]. ISSN 0301-5548. Dostupné z DOI: [10.1007/BF00428870](https://doi.org/10.1007/BF00428870).
- MIDDLESWORTH, Mark, 2017. *REBA Employee Assessment Worksheet* [online]. Indianapolis [cit. 2022-04-03]. Dostupné z: <https://ergo-plus.com/reba-assessment-tool-guide/>.
- MINKS, Eduard et al., 2014. Profesionální syndrom karpálního tunelu. *Neurologie pro praxi* [online]. Roč. 15, č. 5, s. 234–239 [cit. 2022-01-29]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2014/05/03.pdf>.
- MOORE, J. Steven a Arun GARG, 1995. The Strain Index: A Proposed Method to Analyze Jobs For Risk of Distal Upper Extremity Disorders. *American Industrial Hygiene Association Journal* [online]. Roč. 56, č. 5, s. 443–458 [cit. 2022-05-06]. ISSN 0002-8894. Dostupné z DOI: [10.1080/15428119591016863](https://doi.org/10.1080/15428119591016863).
- NAEL, M. et al., 2008. *EQUID Design Process Guidelines: Requirements for ergonomic quality management in the design process for products and services* [online]. 2nd. IAE Press [cit. 2022-01-12]. ISBN 978-0-9976041-0-8. Dostupné z: <https://www.iea.cc/project/EQUID.pdf>.
- NEDĚLKA, T. et al., 2012. Rekurentní analýza variability srdeční frekvence v časné diagnostice diabetické autonomní neuropatie. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. Roč. 75/108, č. 6, s. 721–728 [cit. 2022-05-07]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.csnm.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2012-6-1/rekurentni-analyza-variability-srdecni-frekvence-v-casne-diagnostice-diabeticke-autonomni-neuropatie-38956>.
- OCCHIPINTI, E., 1998. OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics* [online]. Roč. 41, č. 9, s. 1290–1311 [cit. 2022-04-02]. ISSN 0014-0139. Dostupné z DOI: [10.1080/001401398186315](https://doi.org/10.1080/001401398186315).
- PENHAKER, Marek, 2004. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava. ISBN 80-248-0751-3.
- PLATZER, Werner, 1996. *Atlas topografické anatomie*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada. ISBN 80-7169-214-x.
- ROKYTA, Richard, 2000. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Vyd. 1. Praha: ISV. ISBN 80-85866-45-5.

- ROMAN-LIU, Danuta, Anna GROBORZ a Tomasz TOKARSKI, 2013. Comparison of risk assessment procedures used in OCRA and ULRA methods. *Ergonomics* [online]. Roč. 56, č. 10, s. 1584–1598 [cit. 2022-04-05]. ISSN 0014-0139. Dostupné z DOI: [10.1080/00140139.2013.829923](https://doi.org/10.1080/00140139.2013.829923).
- ROZMAN, Jiří, 2006. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia. ISBN 80-200-1308-3.
- Seznam autorizovaných laboratoří*, [b.r.] [online] [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: <http://www.szu.cz/autorizace/seznam-autorizovanych-laboratori>.
- SHANNON, C. E., 1949. Communication Theory of Secrecy Systems*. *Bell System Technical Journal* [online]. Roč. 28, č. 4, s. 656–715 [cit. 2022-05-09]. ISSN 00058580. Dostupné z DOI: [10.1002/j.1538-7305.1949.tb00928.x](https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1949.tb00928.x).
- Spectral Entropy Calculation in MATLAB*, 2016 [online]. Stack Exchange [cit. 2022-05-05]. Dostupné z: <https://dsp.stackexchange.com/questions/10137/spectral-entropy-calculation-in-matlab>.
- STANKOVIĆ, Ljubiša, Miloš DAKOVIĆ a Thayanathan THAYAPARAN, 2013. *Time-Frequency Signal Analysis with Applications* [online]. Boston: Artech House [cit. 2022-05-05]. ISBN 978-1-60807-651-2. Dostupné z: <https://1lib.cz/book/3391766/6ef7ea>.
- Stavba kosterního svalu*, [b.r.] [online] [cit. 2022-01-16]. Dostupné z: <https://latinsky.estranky.cz/fotoalbum/svalova-soustava/svalova-soustava/sval-stavba.jpg.html>.
- ŠIFTA, Petr, 2018. *Obecná kineziologie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 987-80-7494-403-1.
- ŠVÁBOVÁ, Květa et al., 2015. *Vybrané kapitoly z pracovního lékařství*. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. ISBN 978-80-87023-32-7. Dostupné také z: <https://www.ipvz.cz/seznam-souboru/2355-vybrane-kapitoly-z-pracovniho-lekarstvi-dil-1.pdf>.
- TAKALA, Esa-Pekka et al., 2010. Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* [online]. Roč. 36, č. 1, s. 3–24 [cit. 2022-04-02]. ISSN 0355-3140. Dostupné z DOI: [10.5271/sjweh.2876](https://doi.org/10.5271/sjweh.2876).
- THE SWEDISH WORK ENVIRONMENT AUTHORITY, 2012. Ergonomics for the Prevention of Musculoskeletal Disorders: Provisions and General Recommendations of the Swedish Work Environment Authority on Ergonomics for the Prevention of Musculoskeletal Disorders. In: Stockholm: Anna Middelman. Sv. 2012. Č. 2. ISSN 978-91-7930-565-9. Dostupné také z: <https://www.av.se/globalassets/filer/publikationer/foreskrifter/engelska/ergonomics-for-the-prevention-of-musculoskeletal-disorders-afs-2012-2.pdf>.
- VÁCLAVÍKOVÁ, Jana, 2019. *Možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce*. Liberec. Dostupné také z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/152636>. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci.

- WEBBER JR., Charles L. a MARWAN, Norbert (ed.), 2015. *Recurrence Quantification Analysis: Theory and Best Practices* [online]. New York: Springer International Publishing [cit. 2022-05-07]. ISBN 978-3-319-07155-8. Dostupné z: <https://1lib.cz/book/2465568/ae2df1>.
- YANG, Hui, 2016. Tool box of recurrence plot and recurrence quantification analysis. In: *MATLAB Central File Exchange* [online] [cit. 2022-04-24].

Seznam příloh

- A Přehled svalů předloktí a ruky
- B Blokové schéma EMG holteru GETA Centrum s.r.o.
- C Výsledky analýzy výzkumných dat

A Přehled svalů předloktí a ruky

Svaly předloktí

1. Přední skupina - flexe lokte, zápěstí a prstů, pronace předloktí

- Povrchová vrstva
 - *m. pronator teres* - pronace předloktí, pomocná flexe loketního kloubu,
 - *m. flexor carpi radialis* - flexe, radiální dukce zápěstí, pomocná flexe loketního kloubu,
 - *m. palmaris longus* - pomocná flexe loketního kloubu a zápěstí,
 - *m. flexor carpi ulnaris* - flexe zápěstí, pomocná flexe loketního kloubu.
- Druhá vrstva
 - *m. flexor digitorum superficialis* - flexe prstů v proximálních interfalangových kloubech.
- Třetí vrstva
 - *m. flexor digitorum profundus* - flexe prstů v distálních interfalangových kloubech,
 - *m. flexor pollicis longus* - flexe palce v interfalangovém kloubu, pomocná flexe v metokarpofalangovém kloubu.
- Hluboká vrstva
 - *m. pronator quadratus* - pronace předloktí.

2. Laterální skupina - extenze zápěstí, supinace předloktí

- Povrchová vrstva
 - *m. brachioradialis* - supinace předloktí, pomocná flexe loketního kloubu,
 - *m. extensor carpi radialis longus* - dorsální flexe a radiální dukce zápěstí,
 - *m. extensor carpi radialis brevis* - shodná s *m. extensor carpi radialis longus*.
- Hluboká vrstva

– *m. supinator* - supinace předloktí.

3. Dorsální skupina - extenze zápěstí a prstů

- Povrchová vrstva

- *m. extensor digitorum* - extenze prstů, pomocná dorsální flexe zápěstí,

- *m. extensor digiti minimi* - extenze 5. prstu (malíčku),

- *m. extensor carpi ulnaris* - dorsální flexe a ulnární flexe zápěstí.

- Hluboká vrstva

- *m. abductor pollicis longus* - abdukce palce,

- *m. extensor pollicis brevis* - extenze v metakarpofalangovém kloubu palce,

- *m. extensor pollicis longus* - extenze palce (zejména v intergalangovém kloubu), pomocná abdukce palce,

- *m. extensor indicis* - extenze 2. prstu (ukazováku), pomocná extenze zápěstí, (Čihák, 2001).

Svaly ruky

1. Skupina palcová

- *m. abductor pollicis brevis* - abdukce palce,

- *m. flexor pollicis brevis* - flexe metakarpofalanfového kloubu palce,

- *m. opponens pollicis* - staví palec do úchopové polohy proti ostatním prstům, tzv. opozice,

- *m. adductor pollicis* - addukce palce.

2. Skupina malíková

- *m. palmaris brevis*,

- *m. abductor digiti minimi* - abdukce 5. prstu (malíčku),

- *m. flexor digiti minimi* - flexe 5. prstu,

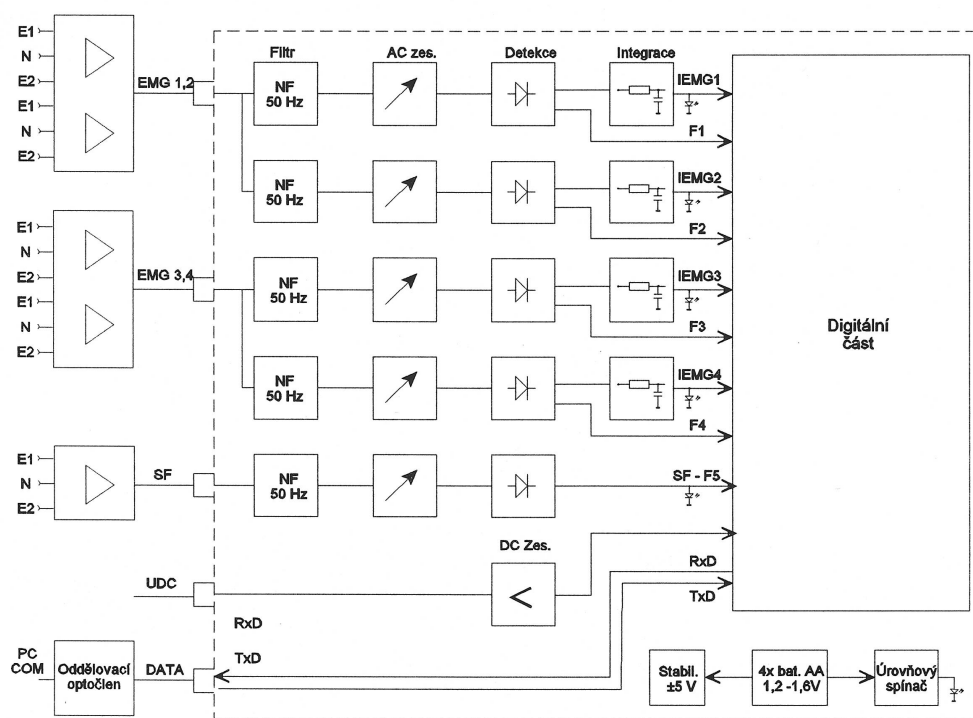
- *m. opponens digiti minimi* - addukce 5. prstu.

3. *Musculi lumbricales* - jen na 2.-5. prstu. Provádějí flexi v metakarpofalangových kloubech, extenze v interfalangových kloubech a pomocnou radiální dukci prstů.

4. *Musculi interossei* - jen na 2.-5. prstu. Uklánějí prsty na obě strany, (Čihák, 2001).

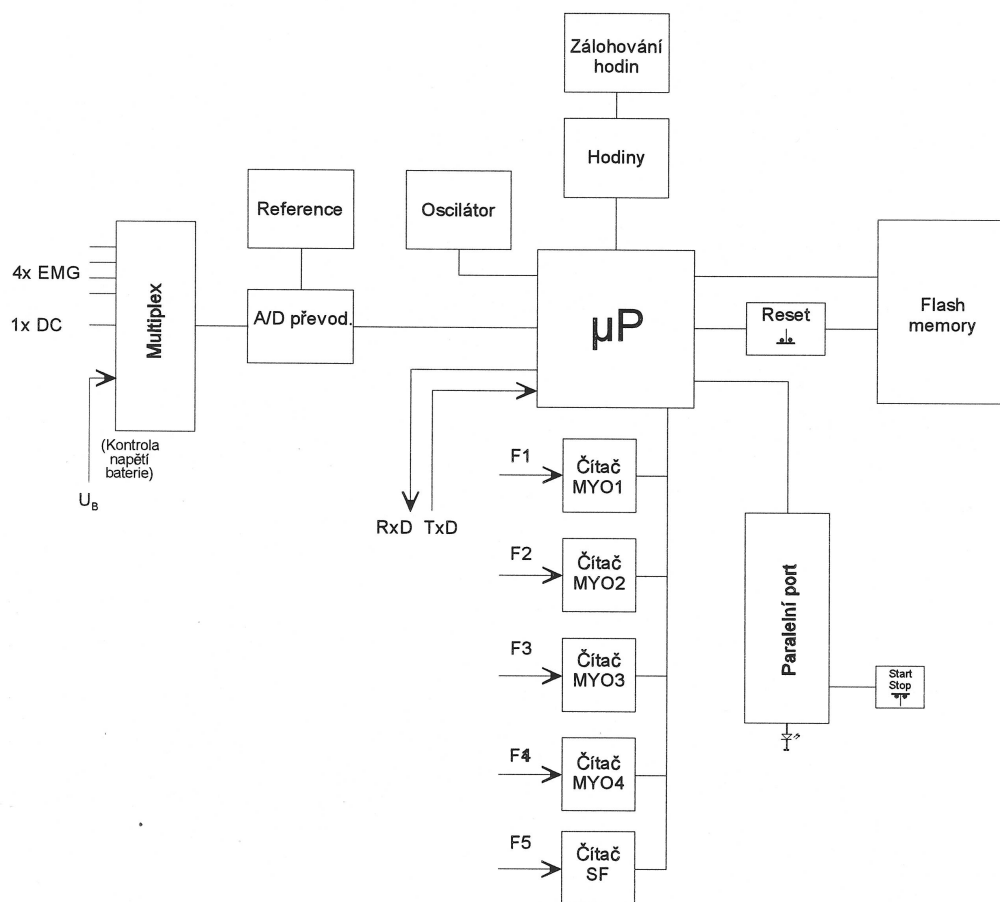
B Blokové schéma EMG holteru GETA Centrum s.r.o.

Blokové schéma (analogová část)



Obrázek B.1: Analogová část EMG holteru (GETA Centrum s.r.o., 2002)

Blokové schéma (digitální část)



Obrázek B.2: Digitální část EMG holteru (GETA Centrum s.r.o., 2002)

C Výsledky analýzy výzkumných dat

zátěž [kg]	počátek segmentu [s]	konec segmentu [s]	RMS [mV]	MAV [mV]	MAD [mV]	numerická integrace [mV.s]	FFT - RMS [-]	FFT - MAV [-]	FFT - MAD [-]	FFT - spektrální entropie [-]
9	9	18	0,0034	0,0027	0,0016	0,03	0,21	0,12	0,11	2,2
18	27	38	0,0039	0,0031	0,0019	0,04	0,26	0,16	0,13	5,0
27	45	54	0,0044	0,0034	0,0021	0,04	0,26	0,18	0,14	2,0
36	61	70	0,0061	0,0048	0,0030	0,06	0,36	0,27	0,19	4,9
45	77	86	0,0093	0,0073	0,0046	0,09	0,56	0,42	0,30	5,6
54	95	103	0,0117	0,0094	0,0056	0,12	0,66	0,49	0,35	5,3
63	109	118	0,0130	0,0102	0,0063	0,13	0,78	0,59	0,41	5,0
72	124	133	0,0150	0,0121	0,0071	0,15	0,90	0,65	0,46	4,2
81	140	149	0,0196	0,0148	0,0095	0,19	1,17	0,87	0,62	5,4
90	157	167	0,0168	0,0135	0,0079	0,17	1,06	0,78	0,58	5,6

Obrázek C.1: Výsledky analýzy EMG signálu při izometrické kontrakci (autor)

signál č.	počátek segmentu [s]	konec segmentu [s]	RMS [mV]	MAV [mV]	MAD [mV]	numerická integrace [mV · s]	FFT - RMS [-]	FFT - MAV [-]	FFT - MAD [-]	FFT - spektrální entropie [-]
1	37	43	0,067	0,047	0,037	0,42	3,3	2,4	1,7	4,8
2	71	77	0,065	0,046	0,034	0,43	3,2	2,3	1,7	5,2
3	201	207	0,075	0,053	0,040	0,51	3,6	2,7	1,9	3,5

Obrázek C.2: Výsledky analýzy EMG signálu při izotonické kontrakci (autor)