

Možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce

Bakalářská práce

Studijní program: B 3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Autor práce: **Jana Václavíková**
Vedoucí práce: Mgr. Václav Bittner





Possibilities of Local Muscular Upper Limbs Load Assessment in the Context of Ergonomics of Work

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Jana Václavíková**
Supervisor: Mgr. Václav Bittner



Zadání bakalářské práce

Možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce

Jméno a příjmení: **Jana Václavíková**
Osobní číslo: D16000014
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2018/2019**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

Hlavním cíle práce je nalézt a zhodnotit možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce. V souvislosti s hlavním cílem byly stanoveny následující dílčí úkoly.

1. Vytvořit přehled legislativních opatření pro stanovení lokální svalové zátěže v České republice.
2. Shrnout aktuální poznatky o metodikách stanovení lokální svalové zátěže horních končetin.
3. S využitím EMG a dynamometrie zrealizovat pilotní experimentální šetření zaměřené na korelační analýzu odezvy EMG signálu a síly flexorů prstů ruky v rámci různých anatomických pozicích zápěstí.
4. Získané poznatky zhodnotit v kontextu ergonomie práce.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Dle vyhlášky č. 432/2003 Sb. ve znění pozdějších předpisů se rozděluje práce do 4 kategorií podle vlivu na zdraví zaměstnanců a jejich rizikovosti. Jedním z faktorů hodnocení je fyzická zátěž malých svalových skupin, jejichž přílišné zatěžování může vést k nevratnému poškození. Případů nemocí z povolání v důsledku dlouhodobého nadměrného jednostranného zatěžování od roku 2013 roste a v roce 2017 jich bylo hlášeno 535 (Fencelová, 2018). Jedním z důvodů jejich nárůstu může být nejednoznačnost metodiky stanovení lokální svalové zátěže, která dovoluje vícero interpretací a tedy i podcenění výše uvedených rizik. K eliminaci nemocí z povolání je nezbytné optimalizovat metodiku stanovení lokální svalové zátěže.

Výstupem bakalářské práce bude souhrn doporučení pro optimalizaci metodiky stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v ergonomii práce a článek připravený k publikaci v odborném periodiku.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Koreluje EMG signál s vyvinutou silou flexorů prstů ruky v rámci různých anatomických pozicí zápěstí?

Metoda:

Kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika: Zhodnocení lokální svalové zátěže bude realizováno s využitím EMG Holteru. Maximální síla svalů předloktí bude stanovena ručním dynamometrem.

Vyhodnocení: Statistické metody (popisná statistika, korelační a regresivní analýza).

Místo a čas realizace výzkumu:

Premedis s.r.o.

Listopad 2018 – únor 2019 Vzorek:

20 probandů

Rozsah pracovní zprávy: 50 – 70
Forma zpracování práce: tištěná/elektronická



Seznam odborné literatury:

- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. Základy lékařské fyziky. 4. vyd. V Praze: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- BURES, M., T. GORNER a B. SEDIVA. 2015. Hand anthropometry of Czech population. In: 2015 IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management. Singapore: IEEE, s. 1077-1082. DOI 10.1109/IEEM.2015.7385814. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7385814/>
- ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. 2003. Vyhláška č. 432 ze dne 15. 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. Částka 142, s. 7210-7232. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: http://www.guard7.cz/files/pdf/v_03-432.pdf
- ČESKO. VLÁDA. 2007. Nařízení vlády č. 361 ze dne 12. prosince 2007, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci. In: Sbírka zákonů České republiky. Částka 111, s. 5086-5236. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: http://www.guard7.cz/files/pdf/nv_07-361.pdf
- FENCELOVÁ, Zdenka et al. 2018. Nemoci z povolání v České republice 2017. Praha: Státní zdravotní ústav. ISSN 1804-5960. Dostupné také z: http://www.szu.cz/uploads/NZP/Hlaseni_NzP_2017.pdf
- KOHN, S., R. R. SMART a J. M. JAKOBI. 2018. Voluntary activation and twitch potentiation of the elbow flexors across supinated, neutral, and pronated forearm orientations. *Physiological Reports*. 6(1). DOI 10.14814/phy2.13560. Dostupné také z: <https://physoc.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.14814/phy2.11356>
- KOS, Jaroslav. 2014. Přehled topografické anatomie. 2. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2324-5.
- 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.
- MINKS, Eduard et al. 2014. Profesionální syndrom karpálního tunelu. *Neurologie pro praxi*. 15(5), s. 234-239. ISSN 1213-1814. Dostupné také z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/archiv.php>
- STANTON, N., M. YOUNG a C. HARVEY. 2014. Guide to Methodology in Ergonomics. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press. ISBN 978-14-6659-186-8. Dostupné také z: <https://www.taylorfrancis.com/books/9781466591868>
- ŠVÁBOVÁ, Květa et al. 2015. Vybrané kapitoly z pracovního lékařství. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. ISBN 978-80-87023-32-7.

Vedoucí práce: Mgr. Václav Bittner
Katedra matematiky a didaktiky matematiky

Datum zadání práce: 1. září 2018

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2019

L. S.

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

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

V Liberci 30. listopadu 2018

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

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

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

V Liberci dne:

Podpis:

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat firmě PREMEDIS s. r. o. za zabezpečení výzkumné části práce, poskytnutí potřebných informací a ochotu při zaškolování.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora: Jana Václavíková

Instituce: FZS – Biomedicínská technika

Název práce: Možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce

Vedoucí práce: Mgr. Václav Bittner

Počet stran: 68

Počet příloh: 10

Rok obhajoby: 2019

Anotace:

Hlavním cílem bylo nalézt a zhodnotit možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce. V rámci dílčích úkolů jsme vytvořili přehled legislativních opatření České republiky týkajících se lokální svalové zátěže a představili některé metody jejího stanovení. Dále jsme zrealizovali výzkumné šetření zaměřené na validitu stanovení lokální svalové zátěže za pomoci integrované elektromyografie a dynamometrie. Pilotní šetření cílilo na experimentální ověření lineárního vztahu mezi odezvou EMG signálu a silou flexorů prstů ruky na homogenním souboru. Ve skupinovém šetření jsme se zaměřili na korelační analýzu odezvy EMG a síly stisku ruky ve vybraných anatomických pozicích zápěstí. Skupinového šetření se zúčastnilo 21 studentů ženského pohlaví ve věku 19 až 23 let. Výsledkem výzkumného šetření jsou následující poznatky. V rámci jednoho subjektu lze potvrdit rostoucí lineární trend mezi vyvíjenou silou flexorů prstů ruky a odezvou EMG Holteru. Zároveň se však projevila nízká reliabilita tohoto měření. Dále jsme zjistili, že variabilita odezvy EMG Holteru je způsobena ve větší míře rozdíly mezi jednotlivými probandy či opakováním měření než samotnou polohou zápěstí probanda.

Klíčová slova:

Lokální svalová zátěž; EMG Holter; integrovaná elektromyografie; dynamometrie; ergonomie práce

Annotation

Name and surname: Jana Václavíková

Institution: FZS – Biomedical technology

Title: Possibilities of Local Muscular Upper Limbs Load Assessment in the Context of Ergonomics of Work

Supervisor: Mgr. Václav Bittner

Pages: 68

Appendix: 10

Year: 2019

Annotation:

The main goal was to find and valorize the possibilities of local muscular upper limbs load assessment in the context of ergonomics of work. Within the subtasks, we created a summary of legislative measures of the Czech Republic concerning local muscular load and we introduced some methods of its assessment. Furthermore, we conducted research focused on the validity of local muscular load assessment using the integrated electromyography and dynamometry. The purpose of the pilot investigation was to verify the linear relationship between the EMG response and the fingers flexors force on a homogeneous sample. In the group research, we focused on the correlation analysis of EMG signal and hand force in selected anatomical wrist positions. Twenty-one female students aged from 19 to 23 years participated in the group investigation. The results of the research are as follows. Within one subject, the growing linear relationship between the developed fingers flexors force and the EMG Holter response can be confirmed. However, the low reliability of this measurement was manifested. Further, we found that the variability of the EMG Holter response is caused to a greater extent by differences between the probands or repletion of the measurement than by the position of the proband's wrist.

Keywords:

Local Muscular Load; EMG Holter; Integrated Electromyography; Dynamometry; Ergonomics of Work

Seznam použitých zkratk.....	12
1 Úvod.....	13
2 Teoretická část	14
2.1 Vybrané pojmy z ergonomie práce	14
2.2 Stručný přehled kineziologie úchopu.....	18
2.3 Vybrané metody stanovení lokální svalové zátěže	24
2.3.1 Stanovení vynakládaných sil pomocí jednoduchých měřidel	25
2.3.2 Dotazníky, Checklisty	25
2.3.3 Elektromyografie.....	26
2.3.4 Metodika stanovení lokální svalové zátěže horních končetin	28
3 Výzkumná část.....	32
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady.....	32
3.2 Metodika výzkumu	32
3.2.1 Použité experimentální metody.....	33
3.2.2 Metodika sběru dat.....	40
3.2.3 Charakteristika výzkumného souboru.....	45
3.2.4 Metodika statistického zpracování dat	46
3.3 Analýza výzkumných dat.....	48
3.4 Analýza výzkumných cílů a výzkumných otázek	58
4 Diskuze.....	59
5 Návrh doporučení pro praxi	61
6 Závěr	62
Seznam použité literatury.....	63
Seznam příloh	68

Seznam použitých zkratek

a.	arterie (tepna)
apod.	a podobně
CNS	centrální nervová soustava
č.	číslo
ČR	Česká republika
E	extenze zápěstí
EMG	elektromyografie
exten.	extenzory
F	flexe zápěstí
flex.	flexory
F_{\max}	maximální volní svalová síla
LOVZ	laboratoř ochrany a podpory veřejného zdraví
m.	muskulus, sval
n.	nervus, nerv
N	neutrální poloh zápěstí
např.	například
Obr.	obrázek
resp.	respektive
s.	strana
Sb.	sbírky
SOP	standardní operační postup
s. r. o.	společnost s ručením omezeným
Tab.	tabulka
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaný
v.	véna (žíla)

1 Úvod

V dnešní době jsou často výrobní linky částečně či zcela automatizované a ve výrobě se užívá robotizace. I přesto je ve většině případů potřeba lidská pracovní síla zejména pro vzkvétající svět automotive. Aktuálním problémem většiny firem je nedostatek pracovní síly. Jak vyplývá ze statistik Ministerstva práce a sociálních věcí České republiky, počet uchazečů o zaměstnání v České republice od roku 2014 klesá a počet volných pracovních pozic roste. K 31. 3. 2019 počet hlášených volných pracovních míst převyšuje počet uchazečů o zaměstnání o 112 278 pozic (Kolektiv pracovníků MPSV, 2019). Nedostatek pracovní síly se leckdy může projevit zvýšenými nároky na stávající zaměstnance (přesčas, navýšená výroba apod.) a je-li pracovní pozice i bez zvýšených nároků na hraně hygienických limitů, může se stát, že po těchto změnách je překročí a hrozí tak větší riziko vzniku nemoci z povolání. V kontextu lokální svalové zátěže může přetížením vzniknout poškození známé jako profesionální syndrom karpálního tunelu, který byl v roce 2018 diagnostikován jako nemoc z povolání v 411 případech a v 49 případech byl hlášen jako ohrožení nemocí z povolání. I přesto, že jsme zaznamenali meziroční pokles o 13,6 % případů syndromu karpálního tunelu z přetěžování a o 11,3 % případů syndromu karpálního tunelu z vibrací (Fencelová et al., 2019, Fencelová et al., 2018), jsou stále mezi třemi nejčastějšími diagnózami hlášených nemocí z povolání v roce 2018 (Fencelová et al., 2019). Je tedy žádoucí na tuto nejpočetnější skupinu myslet v preventivních ergonomických programech a snažit se o včasné odhalení patologických změn.

Tato práce je rozdělena do dvou samostatných statí. První z nich představuje teoretická část, která rozpracovává problematiku lokální svalové zátěže a metody jejího stanovení, legislativní opatření České republiky v oblasti kategorizace práce a ochrany zdraví při práci s fyzickou zátěží. Věnuje se také nemocem z povolání a to zejména profesionálnímu syndromu karpálního tunelu. Druhá stať představuje experimentální část práce. V té se zabýváme validitou stanovení lokální svalové zátěže za pomoci integrované elektromyografie a dynamometrie. V závěru práce jsou uvedena doporučení pro optimalizaci metodiky stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v ergonomii práce.

2 Teoretická část

2.1 Vybrané pojmy z ergonomie práce

Pro lepší srozumitelnost výzkumné části této bakalářské práce je potřeba zavést některé pojmy z oblasti ergonomie, fyziologie, anatomie a kineziologie. Pár slov zmíníme i o funkčních poruchách ruky a předloktí, které bývají výsledkem nevhodně ergonomicky řešených pracovišť bez respektování kineziologických zákonitostí. Ty jsou příčinou vzniku odchylek od fyziologického stavu pohybového aparátu a jeho disfunkcí.

Ergonomii lze charakterizovat jako vědní obor, který se zabývá lidskou interakcí s umělými produkty v prostředí (Stanton, 2014). Profesor Chundela vyjádřil definici ergonomie takto:

„Ergonomie je interdisciplinární systémový vědní obor, který komplexně řeší činnost člověka i jeho vazby s technikou a prostředím, s cílem optimalizovat jeho psychofyzickou zátěž a zajistit rozvoj jeho osobnosti“ (Chundela 2015, s. 7).

Mezinárodní ergonomická asociace (IEA) zase definuje ergonomii jako vědní disciplínu zabývající se poznáním interakce člověka s dalšími prvky systému, která uplatňuje teorii, principy, informace a metody k optimalizaci pohody člověka a celkové výkonnosti systému (Nael et al., 2008).

Výrobní procesy zahrnují různé stroje, zařízení a nástroje, díky kterým je výroba přesnější, kvalitnější, rychlejší a levnější. Tato technika se ovšem často neobejde bez lidské obsluhy a vyžaduje tak určité schopnosti či dovednosti člověka. Ty by neměly být mimo jeho možnosti, jinak může dojít k přetížení, které může způsobit újmu na zdraví pracovníka a ve výsledku vést i ke kolapsu výrobního systému. Je tedy třeba brát v úvahu jeho možnosti, schopnosti a dovednosti již při návrhu techniky, která je obsluhována lidmi, a předcházet tak přetížení lidské pracovní síly (Chundela, 2015). V dnešní době ergonomie zahrnuje především psychologii práce, tzv. Human Engineering a sociální psychologii a sociologii (Chundela, 2015), kterým jsou věnovány další odstavce.

Psychologie práce se zabývá zejména pracovním režimem a pracovními podmínkami, které musí být v souladu s fyziologickými potřebami člověka. V této oblasti je důležitá výuka a zaučení k dané práci, ale i její bezpečnostní hledisko. Pracovníka je třeba

zaškolit a naučit ho výrobnímu procesu, poučit o možných rizicích a jak se jim vyvarovat.

Hlavní podstatou **Human Engineeringu** neboli inženýrské psychologie je přizpůsobení techniky člověku. Složitá technika klade na člověka vysoké požadavky, které často přesahují jeho možnosti. Ve spojení stroj – člověk je nutné brát ohledy na oba členy. Sebedokonalejší stroj vyžadující nadlidské výkony není ve výsledku k žádnému užitku (Chundela, 2015). Důsledkem takové nerovnováhy je chybovost a nehodovost často spojená s úrazy nebo majetkovými ztrátami. Při návrhu stroje je tak nutné brát ohledy na lidský faktor a jeho limity.

Z definice mezinárodní ergonomické asociace (Nael et al., 2008) vyplývá, že ergonomie má za cíl i lidskou pohodu na pracovišti, která je předmětem zkoumání **sociální psychologie a sociologie**. Jedná se o otázky interpersonálních vztahů na pracovišti, vztahu člověka k práci, ale i personální činnost výrobní společnosti.

Ergonomicky správně navržená technika (náradí, zařízení či stroje) zlepšuje pracovní podmínky člověka a napomáhá mu k větší produktivitě, pohodě a osobnímu rozvoji. Může také snížit fluktuaci, projevy únavy a četnost onemocnění (Chundela, 2015). Z ergonomických zásad vychází i vládní úprava pracovních postupů pro pracovní pozice, kde jsou přítomné „*rizikové faktory pracovních podmínek*“ (Česko, 2007, s. 5087). Jejich základní členění je uvedeno v Příloze A.

Celková fyzická zátěž

„Za celkovou fyzickou zátěž se považuje zátěž při dynamické fyzické práci vykonávané velkými svalovými skupinami, při které je zatěžováno více než 50 % svalové hmoty“ (Česko, 2007 s. 5095). Určujícím faktorem je tedy energetická náročnost a hodnota srdeční frekvence. Hygienické limity dle zákona (Česko, 2007) stanovují, jakých průměrných hodnot za směnu může nabývat výdej energie a tepová frekvence. Dále jsou určeny i minutové a roční přípustné hodnoty energetického výdeje a u srdeční frekvence je vymezena její nejvyšší přípustná hodnota.

Pracovní poloha

Je-li práce vykonávaná na stejném stanovišti s vynucenou pracovní polohou, pak tato práce může přinášet určitá zdravotní rizika. Vynucenou pracovní polohou je myšlena

pozice pracovníka, kterou si nemůže sám zvolit, ale je dána například konstrukčním řešením stroje, na němž pracuje. V těchto případech je potřeba pracoviště zhodnotit a rozčlenit pracovní polohy na přijatelné, podmíněně přijatelné a nepřijatelné. Nepřijatelné pracovní polohy je třeba eliminovat a podmíněně přijatelné polohy pokud možno snížit na minimum, jejich trvání ovšem nesmí překročit hygienický limit, který je stanoven na 160 minut za průměrnou osmihodinovou směnu (Česko, 2007).

Ruční manipulace s břemeny

Zákon stanovuje hygienické limity pro ochranu zdraví i v oblasti manipulace s břemeny, kde příliš těžké předměty mohou způsobit poranění páteře. Manipulací je myšleno zvedání, přemísťování, strkání, tažení, tlačení a podobné nakládání s břemenem v jednom či více osobách. Za břemeno lze považovat i živé břemeno, kterým je například pacient v nemocnici. Dle četnosti, s jakou je s břemenem zacházeno, se sleduje hmotnost jednotlivých břemen, ale vyhodnocuje se i celková (kumulativní) hmotnost břemen za směnu (Česko, 2007).

Lokální svalová zátěž

„Lokální svalová zátěž je zátěž malých svalových skupin při výkonu práce končetinami.“ (Česko, 2007, s. 5095). Aby bylo možné lokální svalovou zátěž hodnotit, je nezbytné určit svalovou sílu vynakládanou danou svalovou skupinou pro určitou činnost, počet pohybů, které vykoná sledovaná skupina svalů, a pracovní polohu končetin při pracovní činnosti (Česko, 2007). Dalšími faktory, které je nutné brát v potaz, je nadměrnost, jednostrannost a dlouhodobost práce. *„Za dlouhodobost lze považovat dobu poškozování, která vylučuje úrazový mechanismus.“* (Česko, 2007, s. 5202). Jednostrannost a nadměrnost práce je ve vzájemném úzkém vztahu a stanovuje se kvůli zátěži stejných anatomických struktur. Posuzuje se zejména dle velikosti vynakládaných sil a doby, po jakou je tato síla využívána k pracovnímu úkonu. Důležitou roli hraje i pracovní poloha, kterou pracovník zaujímá a skutečnost, zda je pracovní úkon v určitých časových intervalech obměňován či nikoliv (Česko, 2007). K hodnocení lokální svalové zátěže je potřeba analyzovat celkové pracovní podmínky. To zahrnuje zejména popis pracovní činnosti a jejího režimu - jak je rozvržený odpočinek v rámci pracovního dne, týdne či měsíce a kolik a jak časově náročných úkonů pracovník dělá. Dále je posuzováno, zda pracovní činnost vyžaduje, aby byl pracovník v nefyziologických pracovních polohách či zda v rámci určitého časového úseku

vykonává nárazové práce s velkou silovou zátěží. Nezbytné je i určit poměr zátěže malých svalových skupin na celkové fyzické zátěži.

Nařízení vlády č. 361 z roku 2007 Sb., ve znění pozdějších předpisů, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci a limity lokální svalové zátěže (Česko, 2007) vymezuje pojem lokální svalové zátěže, stanovuje pro ni hygienické limity a upravuje způsob jejího stanovení a hodnocení. Preventivní opatření v podobě limitů lokální svalové zátěže jsme shrnuli do následující tabulky Tab. 1.

Tab. 1 Limity lokální svalové zátěže pro 8h směnu podle nařízení vlády č. 361 z roku 2007 Sb., ve znění pozdějších předpisů (Česko, 2007)

Předmět úpravy:	Limit:
Dynamická svalová síla s intenzitou 55 - 70 % F_{max}	600krát za průměrnou směnu
Dynamická síla s intenzitou nad 70 % F_{max}	nepřípustná
Statická síla s intenzitou nad 45 % F_{max}	nepřípustná
Svalová síla 3 % F_{max} drobných svalů ruky	110 pohybů za minutu
Svalová síla 6 % F_{max} drobných svalů ruky	90 pohybů za minutu

Legenda: F_{max} : maximální svalová síla (Česko, 2007)

V případě, že je směna delší než 8 h, pak je limit navýšen o 5 % hodnoty limitu na každou další hodinu, nejvýš pak o 20 % hodnoty limitu u 12 h směny. Tato úprava se týká svalových sil dynamické povahy v rozmezí 55 a 70 % (Česko, 2007). V příloze nařízení vlády č. 361 z roku 2007 Sb. ve znění pozdějších předpisů, je uvedena tabulka stanovující limity pro počty pohybů ruky a předloktí v závislosti na vynakládané průměrné síle.

Dalším pramenem souvisejícím s lokální svalovou zátěží je vyhláška č. 432 z roku 2003 Sb., ve znění pozdějších předpisů, kterou se stanoví podmínky zařazování prací do kategorií (Česko, 2003). Podle této vyhlášky se rozdělují práce do 4 kategorií dle pravděpodobnosti negativního vlivu na zdraví. První kategorii lze označit jako práci bez rizika. Druhá kategorie je charakterizována jistým rizikem neblahého vlivu na zdraví a to především u vnímavých jedinců, neboť zde nejsou překročeny hygienické limity. Ve třetí kategorii jsou práce, které překračují hygienické limity. Technická opatření nejsou schopna spolehlivě snížit riziko pod limitní hodnoty, je tedy nezbytné používat osobní ochranné pracovní prostředky. U prací z kategorie tři se prokazatelně vyskytují

nemoci z povolání a další nemoci související s prací. S poslední čtvrtou kategorií prací je svázáno vysoké riziko negativního vlivu na zdraví, které není možné dostupnými prostředky snížit (Česko, 2003). Pro fyzickou zátěž malých svalových skupin vyhláška stanovuje druhou a třetí kategorii práce. Podmínky pro zařazení práce do druhé či třetí kategorie práce jsou uvedeny v Příloze B.

Zapomenout nemůžeme ani na nařízení vlády č. 290/1995 Sb., ve znění pozdějších předpisů, kterým se stanoví seznam nemocí z povolání (Česko, 1995). Onemocnění související s prací můžeme rozdělit podle Kneidlové (Šváblová et al., 2015) do několika kategorií. Těmi jsou obecné nemoci nezávislé na vykonávané práci, onemocnění spojená s vykonávanou prací a nemoci z povolání. Obecné nemoci nezávislé na práci jsou onemocnění, které nemají žádnou souvislost s vykonávanou prací. Nemoci související s prací jsou nemoci, které se sice běžně vyskytují v populaci, ale prokazatelně častěji postihují určitou profesní skupinu. Pojmem nemoc související s prací lze označit i onemocnění multifaktoriální etiologie, kde vliv pracovního prostředí je významný natolik, že při změnách na pracovišti a zmírněním negativního vlivu pracovních podmínek můžeme stav pracovníka změnit k lepšímu. Pokud je rizikový faktor určující onemocnění spojený s prací jediným jasně definovaným rizikovým faktorem pracovního prostředí, pak hovoříme o nemoci z povolání. Dle nařízení vlády č. 290/1995 Sb., ve znění pozdějších předpisů, jsou to pouze nemoci uvedené v seznamu nemocí z povolání, který je jeho přílohou (Česko, 1995). Položkou 7. v seznamu nemocí z povolání je také:

„Poškození nervů horních končetin charakteru úžinového syndromu s klinickými iritačními a zánikovými příznaky a s patologickým nálezem v EMG vyšetření, odpovídajícími nejméně středně těžké poruše.“ (Česko, 1995, s. 3973)

Takovým onemocněním je nejčastěji syndrom karpálního tunelu, o kterém se zmíníme v následující kapitole.

2.2 Stručný přehled kineziologie úchopu

Kineziologie čerpá hned z několika vědních oborů. Zakládá se na pojmech z anatomie, které propojuje ve funkční celek díky znalostem z fyziologie, a tento komplex následně zkoumá z hlediska pohybu (Šifta, 2018). Své uplatnění má v rehabilitaci, fyzioterapii, sportu, výuce tělesné výchovy, ale i v péči o zdraví a bezpečnost v pracovním prostředí.

Profesor Dylevský rozděluje kineziologii na dvě podskupiny, a to na obecnou a speciální. Obecná se zabývá spíše pohybem na molekulární úrovni, zatímco speciální kineziologie studuje pohyb částí těla a snaží se o pochopení celých pohybových činností (Dylevský, 2007). V návaznosti na to můžeme svalovou tkáň rozdělit do tří skupin, a to na orgánovou neboli hladkou svalovou tkáň, kosterní čili příčně pruhovanou a srdeční, která je zvláštním typem příčně pruhované svaloviny (Dylevský, 2007). V případě, že se zaměříme na volní kontrakci, můžeme dále hladkou svalovinu a svalovinu srdeční vynechat a věnovat se jen svalové tkáni příčně pruhované. Kosterní svalovinu můžeme rozdělit na menší anatomické jednotky, které sestávají z jednotlivých svalových vláken. Ta jsou v dlouhých svalech uspořádána v řadě za sebou, zatímco u kratších svalů může být jejich délka dostatečná na to, aby byla po celé délce jeho masité části. Tato vlákna jsou mnohojaderná a jejich průměr je nejčastěji v desítkách mikrometrů. Co se týče jejich délky, ta dosahuje 1 až 40 mm, ale objeveno bylo i vlákno, které měřilo 15 cm (Dylevský, 2007). Každé vlákno je tvořeno myofibrilami, které se podle obsažené bílkoviny dělí na aktinové a myozinové myofibrily. Tato vlákénka dala svalu své označení. Při pohledu na kosterní sval pod světelným mikroskopem se totiž bílkovina aktinu jeví jako světlá a bílkovina myozinu jako tmavá a jejich střídáním vzniká pruhování. Krom dělení anatomického můžeme sval rozdělit i na funkční celky – sarkomery. Každá sarkomera je ohraničena vazivovou přepážkou zvanou Z-linie. Do této přepážky jsou zakotvena aktinová vlákna a ve stejném směru jsou mezi nimi uložena myozinová vlákna. Je-li sval v klidu, pak jsou myozinová vlákna přibližně ve středu sarkomery a jsou na něj navázány tzv. relaxační bílkoviny troponin a tropomyozin, které jsou součástí aktinového vlákna (Rokyta et al., 2000). Lze tedy říct, že jsou navzájem spojeny a je zamezen pohyb jednoho vlákna vůči druhému. Aby došlo ke kontrakci svalu, musí přijít po motorickém neuronu (motoneuronu) impulz z centrální nervové soustavy (mozku či míchy). Každý motoneuron inervuje více svalových vláken a tato svalová vlákna jsou souhrnně označena jako motorická jednotka. Přenos vzruchu z neuronu na svalové vlákno je následně uskutečněn pomocí nervosvalové ploténky. Ta obsahuje mediátor acetylcholin, který je při přivedení vzruchu neuronem vyplaven a přijímán na receptorech svalové membrány. Acetylcholin otevře iontové kanály pro Na^+ (extracelulární sodíkové kationty) a ty se přesouvají po koncentračním spádu dovnitř buňky a zvyšují tak membránový potenciál z jeho klidové hodnoty, která je přibližně -90 mV (Rokyta et al., 2000). Přejde-li do intracelulárního prostředí dostatečné množství sodíkových kationtů na to, aby

membránové napětí dosáhlo prahové hodnoty, vznikne akční potenciál o hodnotě cca +40 mV, který trvá asi 10 ms (Rokyta et al., 2000). Akční potenciál depolarizuje svalovou buňku a způsobí vyplavení Ca^{2+} (vápenatých iontů) ze sarkoplazmatického retikula, ty se naváží na troponin, který způsobí vtažení tropomyozinu do aktinového vlákna a odhalí tak aktivní části aktinu. Na ty se navazují hlavy myozinu a přitahují aktinová vlákna blíž k sobě, čímž zmenšují úsek mezi Z-liniemi, zkracují sakromeru a tím i celý sval, čili dochází ke svalovému stahu. Sval se může zkrátit na 50 – 70 % své klidové délky (Rokyta et al., 2000). Těsně před napěťovým maximem na membráně se začínají otevírat iontové kanály pro K^+ (intracelulární draselné kationty), které přecházejí po koncentračním spádu do extracelulárního prostředí a snižují membránové napětí. K nastolení klidové hodnoty napětí na membráně je potřeba přesunout Na^+ a K^+ proti koncentračnímu spádu, a to je možné aktivním transportem zajištěným sodíko-draslíkovou pumpou neboli $\text{Na}^+\text{-K}^+\text{-ATPázovou}$ pumpou, která přečerpává draselné ionty intracelulárně a sodíkové ionty do extracelulárního prostředí. Aby mohl tento aktivní transport iontů fungovat, je potřeba dodat do systému energii, která je dodávána v podobě ATP (adenosintrifosfát).

Abychom dokázali práci svalů dostatečně využít, je důležitá jejich úzká spolupráce nejen mezi sebou, ale i s ostatními strukturami jako je kosterní, cévní a nervová soustava. Protože potřebujeme, aby byl pohyb ruky co nejpřesnější a dostatečně jemný, je ruka bohatě členěna do malých segmentů. Kostí ruky lze rozdělit do tří částí, a to na carpus (kosti zápěstní), metacarpu (kosti záprstní) a phalanges (články prstů). Kosti carpu jsou uloženy ve dvou řadách. V proximální řadě se nachází os scaphoideum (kost loďkovitá), os lunatum (kost poloměsíčitá), os triquetrum (kost trojhranná) a os pisiforme (kost hrášková). Distální řadu tvoří os trapezium (kost mnohohranná větší), os trapezoideum (kost mnohohranná menší), os capitatum (kost hlavatá) a os hamatum (kost hákovitá) (Čihák, 2001). Na distální řadu navazuje pět kostí metacarpu a na ně potom samotné phalangey - dva na palci, na ostatních prstech po třech (Čihák, 2001), viz Příloha C, Obr. 1. Co se zápěstního kloubu týče, můžeme ho rozdělit na 3 typy skloubení. Radiokarpální mezi radiem (kostí vřetení) a carpem, mediokarpální skloubení mezi řadami carpu a karpometakarpální skloubení mezi carpem a metacarpem (Čihák, 2001), viz Obr. 2 v Příloze D.

Svaly předloktí můžeme rozdělit na přední skupinu, laterální skupinu a dorsální skupinu, kde přední skupinu tvoří čtyři vrstvy, a zbylé jsou po dvou vrstvách (Čihák,

2001). Přední skupina zahrnuje především flexory a dorzální především extenzory ruky. Svalová struktura předloktí je velmi složitá, pro zevrubnější popis doporučuji Anatomii 1 od profesora Čiháka (Čihák, 2001), v této práci se budeme věnovat pouze svalům souvisejícím s měřením lokální svalové zátěže. Svaly regio antebrachialis anterior (oblasti přední předloketní) v povrchové vrstvě tvoří m. pronator teres, který provádí pronaci předloktí, a m. flexor carpi radialis, m. palmaris longus a m. flexor carpi ulnaris, které provádějí flexi zápěstí. Druhou vrstvu svalů tvoří m. flexor digitorum superficialis, který zajišťuje flexi v kloubu mezi I. a II. článkem prstu (phalanx proximalis a phalanx media), zatímco m. flexor digitorum profundus ze třetí vrstvy předních předloketních svalů realizuje flexi i v distálním interfalangeálním kloubu. Vedle něj do třetí vrstvy patří také m. flexor pollicis longus. Ten ohýbá články palce. V hluboké vrstvě se nachází m. pronator quadratus, který pronuje předloktí (Čihák, 2001). Laterální skupinu tvoří v povrchové vrstvě m. brachioradialis, který je pomocným svalem při flexi v loketním kloubu, a m. extensor carpi radialis longus et brevis, které se podílejí na dorzální flexi neboli extenzi zápěstí. V hluboké vrstvě tuto skupinu reprezentuje m. supinator, který provádí supinaci předloktí (Čihák, 2001). Svaly regio antebrachialis posterior (oblasti zadní předloketní) zastupuje v povrchové vrstvě m. extensor digitorum, m. extensor digiti minimi a m. extensor carpi ulnaris. M. extensor digiti minimi extenduje 5. prst (malíček), zatímco zbylé dva svaly se podílejí na extenzi zápěstí. Hluboká vrstva je tvořena m. abduktor pollicis longus, m. extensor pollicis brevis et longus a m. extensor indicis. První jmenovaný abdukuje 1. prst (palec), přičemž jeho extenzi zajišťují m. extensor pollicis brevis et longus. M. extensor indicis plní zejména funkci extenze 2. prstu (ukazováčku), ale má i pomocnou funkci při extenzi zápěstí (Čihák, 2001).

Důležité je uložení n. medianus, který vede z loketní jamky mezi hlavami m. pronator teres a dále směřuje pod m. flexor digitorum superficialis, ale zároveň je uložen nad m. flexor digitorum profundus. Na zápěstí je umístěn na zevní straně šlach m. flexor digitorum superficialis a současně na spodní straně m. palmaris longus. Před začátkem zápěstí se dostává laterálně od šlachy m. palmaris longus. Do karpálního tunelu vstupuje n. medianus společně se šlachami m. flexor pollicis longus a m. flexor digitorum profundus et superficialis (Kos et al., 2016). Řezy jednotlivými rovinami předloktí a řez zápěstím jsou k dispozici v Příloze E, Obr. 3-6, a zobrazují průběh n. medianus předloktím a zápěstím.

Ve vztahu svalu ke kloubu můžeme mluvit o třech skupinách svalů podle jejich působení. První skupinou jsou agonisté, což je skupina svalů, které provádí pohyb v jednom směru. Druhým souborem jsou antagonisté, jejichž působením je pohyb opačný a poslední skupinou jsou synergické svaly, které spolupracují na konkrétním pohybu (Dylevský, 2007). Další dělení spočívá v jejich funkci. Tímto způsobem lze svaly rozdělit na ty, které daný pohyb fixují a korigují nebo eliminují nesprávný směr pohybu či mají funkci kinetickou, tedy pohyb aktivně vykonávají (Dylevský, 2007). Samozřejmě je, že tyto skupiny svalů nepracují odděleně, ale jejich souhrou jsme schopni jak plynulého pohybu, tak i např. vzpřímeného stoje, kde jsou svaly nezbytně nutné ke stabilizaci těla. Zaměříme-li se na ruku, pak je dobré zmínit, že jejím základním pohybem je úchop. Úchop je proveden flexí druhého až pátého prstu společně s opozicí palce. Co se kloubu zápěstí týče, až na os pisiforme (hráškovou kost) tvoří karpální kosti klenbu s významnou kloubní plochou, která umožňuje velký rozsah pohybů v zápěstí. K těmto pohybům patří i flexe a extenze ruky. Z kostí paže se do ní významněji zapojují kosti carpu os lunatum (kost poloměsíčitá) a os capitatum (kost hlavatá) s radiem. Je-li prováděna flexe, rotují kosti carpu vůči radiu palmárně a při extenzi je tomu naopak. Mezi svaly provádějící flexi ruky patří zejména m. flexor carpi radialis et ulnaris a m. palmaris longus. Ani jeden z nich nemá úpon na carpus nýbrž na metacarpus a pohyb je zprostředkován nepohyblivým kloubním spojením mezi carpem a metacarpem ruky. Při extenzi ruky se zapojuje především m. extensor carpi radialis longus et brevis a m. extensor carpi ulnaris. Co se jejich úponů a přenosu pohybu na ruku týče, tak pro ně platí totéž jako pro svaly provádějící flexi ruky (Dylevský, 2009). Flexi prstů provádí m. flexor digitorum profundus et superficialis. Opozici palce vykonávají zejména m. abduktor pollicis longus et brevis, m. opponens pollicis a m. adductor pollicis (Čihák, 2001).

Funkční poruchy

V předchozích odstavcích jsme si popsali fyziologický stav. Nejrůznějšími mechanismy může dojít k odchýlení od normální činnosti pohybového aparátu a může dojít k funkční poruše. K jejímu vzniku vede přetížení či nevhodná pracovní poloha. Obvykle je doprovázena bolestí, omezením hybnosti či snížením svalové síly. Diagnostiku zhoršuje skutečnost, že zde nedochází k projevům zánětu, není porušena celistvost systému a nedochází ke vzniku novotvorných buněk. Nejsou tedy zobrazitelné např. na RTG snímku či magnetické rezonanci a neodhalí je ani rozbor krve (Šifta, 2018). V kontextu

předloktí a ruky se jedná nejčastěji o syndrom karpálního tunelu (Mink set al., 2014). „*Syndrom karpálního tunelu je nejčastější mononeuropatií a zároveň nejčastější nemocí z povolání, se kterou se může lékař ve své praxi setkat*“ (Minks et al., 2014, s. 234). V roce 2017 byl v České republice diagnostikován ve 472 případech (Fencelová et al., 2018). Čímž se řadí mezi nejčastěji se vyskytující diagnózu hlášených případů nemocí z povolání v České republice v roce 2017. Jedná se o mononeuropatii (postižení nervu) projevující se nejčastěji paresteziemi (pocit brnění, píchání) či dysesteziemi (porucha čítí) 1. až 4. prstu ruky (Minks et al., 2014). Porušen je nervus medianus, který inervuje tkáň ruky a předloktí včetně jejich kůže. Nerv společně se šlachami flexorů prstů prochází úžinou nazvanou jako karpální tunel, ve které vlivem zbytnění vaziva dochází k útlaku nervu. K tomu přispívají nervová, cévní a vazivově kostní onemocnění a hormonální změny, kterými jsou především diabetes mellitus, obezita, těhotenství nebo revmatoidní artritida (Minks et al., 2014). Zvýšenou incidenci mají i ženy, lidé vyššího věku, osoby s autoimunitním nebo infekčním onemocněním (Duncan a Kakinoki, eds., 2017). Syndrom karpálního tunelu nemusí vzniknout pouze důsledkem onemocnění, ale může mít i profesionální příčinu. Tou může být vysoká lokální svalová zátěž, charakterizována buď velkým počtem pohybů s využitím menší svalové síly, nebo naopak vynakládání větší svalové síly na menší počet pohybů. Vysoká lokální svalová zátěž je často doplněna o nevhodnou pracovní polohu, jako je velká flexe, extenze či rotace zápěstí. Neblahý vliv na vznik syndromu karpálního tunelu mají i vibrace přenesené na ruce z vibrujícího nářadí (Minks et al., 2014). Některé případy jsou ale idiopatické (Duncan a Kakinoki, eds., 2017). Kromě parestezií a dysestezií 1. až 4. prstu ruky se mohou projevit i méně typické příznaky jako vystřelující bolest z ruky do proximálních částí horní končetiny (zejména v pokročilejším stádiu) nebo noční buzení a nutkání si ruku „vyklepat“ (Duncan a Kakinoki, eds., 2017). Dále se objevuje atrofie thenaru (palcová strana dlaně skládající se ze svalů vykonávající pohyb palce) nebo paréza abdukce a opozice thenaru. Kombinace poruchy 1. až 4. prstu s atrofií thenaru má za následek ztrátu jemné motoriky, byť nervus medianus má na ruce především senzitivní funkci. Důležité je myslet i na to, že zmiňované příznaky mohou v těžších stádiích syndromu karpálního tunelu mizet (Minks et al., 2014). Diagnostika je postavena na odběru anamnézy. Dalším krokem je fyzikální vyšetření, které může být provedeno např. poklepem nad karpální tunel (Tinelův test) či delším stiskem téže oblasti (Durkanův test) (Minks et al., 2014). Důležitý je i Phanelův test, při kterém má pacient zápěstí v maximální flexi po dobu minimálně 1 minuty. Objevili-li se

z necitlivění, pocit brnění či píchání, lze test brát za pozitivní (Duncan a Kakinoki, eds., 2017). Phanelův test můžeme provádět i při nataženém lokti, kdy je n. medianus natažený a nemá tedy takovou rezervu jako při flexi lokte. Útlak nervu v zúženém karpálním tunelu je v takovém případě významnější čímž se test stává senzitivnějším (Minks et al., 2014). Samotný Tinelův test odhalí 58 % až 67 % pacientů s pozitivním EMG nálezem a ve 20 % je tzv. „falešně pozitivní“ tedy pozitivní test bez přítomnosti syndromu karpálního tunelu. Phanelův test odhalí 66 % až 88 % případů onemocnění a kombinace obou zmíněných testů odhalí syndrom karpálního tunelu až u 90 % nemocných (Duncan a Kakinoki, eds., 2017). Na území České republiky je zásadním vyšetřením pro ověření diagnózy syndromu karpálního tunelu elektromyografie (EMG) v kombinaci s kondukční studií (Minks et al., 2014). Dohromady zprostředkovávají náhled na funkci nervového systému sdruženého s funkcí systému svalů a díky nim můžeme např. při příznacích syndromu karpálního tunelu lokalizovat místo patologie (Duncan a Kakinoki, eds., 2017). Při postižení nervu v karpálním tunelu nám EMG s kondukční studií odhalí sníženou rychlost senzitivního vedení (vedení z receptorů do CNS) a prodlouženou distální motorickou latenci (prodloužená odpověď svalu na stimul). Vyšetření nám tedy verifikuje postižení nervu senzitivní i motorické (senzitivní se projevuje dříve) a objasňuje, zda jde o onemocnění chronické či akutní (Minks et al., 2014). Více o EMG vyšetření syndromu karpálního tunelu na území ČR je ve standardu elektrofyziologického vyšetření syndromu karpálního tunelu pro potřeby hlášení choroby z povolání (Kadaňka Z., J. Dufek a J. Hromada). Ve standardu je definován střední stupeň syndromu karpálního tunelu podle elektrofyziologického nálezu a sjednocen postup měření tak, aby bylo možné EMG nálezy všech laboratoří porovnávat mezi sebou. Dle článku Profesionální syndrom karpálního tunelu (Minks et al., 2014) nebývá tento standard vždy nedodržován, což je příčinou problémů při posuzování nemocí z povolání.

2.3 Vybrané metody stanovení lokální svalové zátěže

K hodnocení lokální svalové zátěže je nezbytné stanovit maximální svalovou sílu (F_{max}). Tou je maximální volní síla, kterou sledovaná osoba dokáže vyvinout určitou skupinou svalů. Měřit ji je možné v jednotkách Newton (N) nebo ji lze stanovit jako maximální hmotnost tělesa, kterou sval udrží v klidu proti tíhové síle. Pak je vyjádřena hmotností v kilogramech (kg). Vztah mezi F_{max} v kilogramech a v Newtonech pak vychází z Newtonova zákona, který popisuje Rovnice 1:

$$F_a = F_g = m \cdot g ,$$

Rovnice 1

kde F_a je svalová síla v Newtonech (N), F_g je tíhová síla působící na těleso o hmotnosti m v kilogramech (kg) a g je tíhové zrychlení v (m/s^2), které má v našich zeměpisných šířkách hodnotu přibližně $9,81\text{m/s}^2$.

Svalovou sílu lze určit za pomoci dynamometrie, pro případy stanovení maximální svalové síly stisku ruky se používá ruční dynamometr. Ve vztahu k maximální svalové síle se posléze udává poměr síly, která je využívána při pracovním úkonu. Ta je vyjádřena v procentech maximální svalové síly (% F_{max}). Podle Palackého (Palacký, 2013) sval vyvine největší sílu při jeho lehkém protažení. Znamená to, že maximální sílu flexorů ruky dosáhneme mírnou extenzí v zápěstí a analogicky největší sílu extenzorů ruky získáme při lehké flexi v zápěstí. Pokud je však flexe či extenze zápěstí větší, uplatňují se obranné mechanismy proprioreceptorů a svalová aktivita se utlumí (Holubářová a Pavlů, 2011).

2.3.1 Stanovení vynakládaných sil pomocí jednoduchých měřidel

Při stanovování hygienického limitu pro počet pohybů za pracovní směnu je možné určit svalovou sílu potřebnou k vykonání méně složité práce za pomoci jednoduchých měřidel, kterými jsou například dynamometry, momentové klíče či tenzometry. Jimi se určí síla, potřebná k pracovnímu úkonu a vypočítá se, kolika procentům maximální svalové síly odpovídá. Poté z tabulky (Česko, 2007) můžeme odečíst limitní počet pohybů za osmihodinovou pracovní směnu, případně průměrný minutový počet pohybů za osmihodinovou pracovní směnu. Z těchto údajů pak lze určit, zda práce vyhovuje hygienickým limitům či nikoliv.

2.3.2 Dotazníky, Checklisty

Pro orientační určení rizikovosti pracovní pozice je možné použít checklist vydaný Státním zdravotním ústavem (Hlávková a Valečková, 2007). Pro účely lokální svalové zátěže poslouží „*Checklist pro identifikaci rizik souvisejících s lokální svalovou zátěží*“ (Hlávková a Valečková, 2007, s. 17). Ten je rozdělen do pěti sekcí, z nichž tři se dotazují na faktory, které pravděpodobně souvisejí se vznikem lokální svalové zátěže. Jedná se o sekce zabývající se o typ práce, pracovní polohy, pohyby, pracovní prostor a manipulované předměty. U každého faktoru je možné odpovědět „ano“ či „ne“ s tím, že kladně zodpovězené body by měly být dále šetřeny. Checklist tedy slouží pouze

k orientačnímu stanovení, zda pracovník na zkoumané pracovní pozici je či není ohrožen zvýšenou lokální svalovou zátěží. Checklist je přiložen k této bakalářské práci v Příloze F jako Obr. 7 a Obr. 8.

2.3.3 Elektromyografie

Při definování, co to elektromyografie je, se můžeme držet definice ze Základů lékařské fyziky, kde se píše:

„Elektromyografie se používá na snímání akčních potenciálů kosterního svalstva pomocí dvou jehlových elektrod zavedených pod kůži přímo do svalu. Snímat lze i z povrchu kůže nad příslušným svalem“ (Beneš, Jiráček a Vítek, 2015, s. 113).

EMG signál vytváří elektrická aktivita svalových vláken, resp. zóny, které jsou depolarizovány a repolarizovány v průběhu jejich kontrakce (Merletti a Farina eds., 2016). Snímání tohoto svalového signálu je složité, neboť se jedná o slabý signál (řádově stovky mikrovoltů) s frekvenčním rozpětím přibližně 50 až 150 Hz (Havlík, 2010). Může tedy být rušen dechovými artefakty, síťovým brumem, pohybovými artefakty a signály generovanými srdcem. Mezi nejvýznamnější šum patří právě síťový brum v našem případě o frekvenci 50 Hz, který je odfiltrován pásmovou zádrží právě na 50 Hz. Je-li filtr do šířky ± 3 Hz, pak obvykle nevyvolá významnější zkreslení užitečného signálu (Rozman et al., 2006). Dechové artefakty jsou signály o nízké frekvenci, průměrná klidová hodnota je 15 až 16 nádechů za minutu, což odpovídá přibližně 0,25 Hz (Rokyta et al., 2000). Klidová srdeční aktivita má frekvenci přibližně 1 až 1,34 Hz, tedy okolo 60 až 80 tepů za minutu (Rokyta et al., 2000). Tím pádem je možné dechové i srdeční artefakty ze záznamu odstranit horní propustí bez toho, abychom se ochudili o signál ze svalů, který nás zajímá. Další možností jak odstranit z EMG záznamu elektrickou činnost srdce, je snímat i EKG aktivitu a tu posléze od EMG záznamu odečíst.

Neurální elektromyografie

Snímací elektrody používané při EMG vyšetření závisí na místě snímání svalové aktivity. Pro povrchové neinvazivní snímání se obvykle používají stříbrné nebo platinové elektrody kruhového tvaru aplikované na pokožku, kterou je potřeba před aplikací připravit. Ta se ideálně zbaví zrohovatělé pokožky za pomoci brusné pasty nebo drsného papíru a odmastí se alkoholovým přípravkem. Pokud neaplikujeme jednorázové elektrody, které obsahují elektrodový gel, je potřeba ho v dostatečném

množství nanést na kůži pod elektrodu. Dalším typem jsou prstové kroužkové elektrody, které je možné navléknout na prst a snímat tak elektrický potenciál z celého povrchu prstu. Chceme-li přímý záznam svalové aktivity, pak musíme použít invazivní jehlovou elektrodu zavedenou do podkoží (Rozman et al., 2006). Vedle snímacích elektrod je pro pořízení záznamu potřeba ještě elektroda referenční (zemnicí), která je obvykle povrchová diskového tvaru nebo v podobě pásku upevněného např. na předloktí. V případě měření rychlosti vedení vzruchu je zapojena i elektroda simulační, na které je možné nastavit intenzitu stimulace (obvykle desítky mA).

V kontextu ergonomie práce se neurální EMG využívá zejména ke stanovení závažnosti postižení n. medianus v případě posuzování nemoci z povolání. Diagnostika spočívá v měření rychlosti vedení vzruchu senzitivními i motorickými drahami n. medianus karpálním tunelem. Není sice naprosto jednoznačný, neboť rychlost vedení n. medianus přes karpální tunel může být zpomalená i u zdravých jedinců, kteří nemají žádné obtíže. Jde ale o objektivní metodu, na kterou nemá vliv součinnost pacienta ani stav jeho subjektivních obtíží (Kadaňka Z., J. Dufek a J. Hromada). K posuzování lokální svalové zátěže je neurální EMG nevhodná kvůli konstrukci zařízení, které vyžaduje síťové napájení. Nevýhodou je i invazivita měření, možnost simulační elektrody by navíc byla zbytečná. Ke stanovení lokální svalové zátěže potřebujeme stanovit vynakládanou sílu, kterou snáze určíme ze záznamu z více svalových vláken, ke které nám navíc pomáhá i integrace signálu.

Integrovaná elektromyografie

Pro holterovskou monitoraci svalové aktivity, např. pro stanovení lokální svalové zátěže, se používají povrchové elektrody, které snímají elektrický potenciál z povrchu svalů. Zásadní je vzdálenosti mezi elektrodou a zdrojem signálu (sledovaným svaem). Tu můžeme sice z části ovlivnit polohou elektrod, avšak ani za předpokladu stejně silného signálu, nebude signál z hlubších vrstev svalů stejně silný jako signál ze svalů povrchových (Merletti a Farina eds., 2016). Oproti neurálnímu EMG dochází při holterovské monitoraci k integraci snímaného signálu. Takový záznam je možné pořizovat jednotky až desítky hodin v závislosti na parametrech konkrétního EMG Holteru. Data se ukládají do interní paměti zařízení, přenesena a uložena do počítače jsou až po dokončení měření. Pro stanovení lokální svalové zátěže je snímán signál z obou předloktí. Ke dvěma elektrodám z flexorů, dvěma z extenzorů, tedy

k celkovému počtu čtyř elektrod na každém předloktí, je přidána ještě jedna referenční, která se umísťuje mimo sval, např. na loket. Podrobnější charakteristika konkrétního EMG Holteru a umístění elektrod je uvedeno ve výzkumné části práce v kapitole 3.2.1.

2.3.4 Metodika stanovení lokální svalové zátěže horních končetin

Metodika popsána níže je za udělení laskavého souhlasu převzata z firmy PREMEDI S s.r.o., zdravotnického zařízení s autorizovanou laboratoří ochrany a podpory veřejného zdraví (LOVZ) se sídlem Masarykova 699/9, 460 01 Liberec.

Dle standardního operačního postupu (SOP) firmy PREMEDI S (Fajfrová, 2015) pro měření a hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované EMG je postup rozdělen do několika fází. První je administrativní příprava, která zahrnuje zpracování poptávky zákazníka. Je nezbytné zhodnotit oprávněnost laboratoře k naplnění požadavků stanovených v poptávce na podkladu základních údajů o pracovních podmínkách. Následně se pracuje na návrhu smlouvy vyhovující obou stranám. V druhé části je stanovena strategie měření, což znamená popsat pracoviště, pracovní podmínky, zátěž, určit počet měřených zaměstnanců a navrhnout termín měření. Ve třetím stupni dochází k samotnému měření a interpretaci naměřených výsledků. Zhodnocené výsledky se sestaví do protokolu o měření, který je čtvrtým stádiem SOP. V případě odchylky od původního ujednání je třeba konzultovat úpravy se zákazníkem. Konečnou fází je projednání výsledků se zákazníkem a předání potřebných protokolů. Zároveň se protokol z měření archivuje v dokumentaci LOVZ po dobu 5 let (Fajfrová, 2015). Z výše popsaného postupu je nejdůležitější třetí kapitola o způsobu měření a interpretaci naměřených výsledků.

Způsob měření a hodnocení lokální svalové zátěže

K měření se vybírá po dohodě se zaměstnavatelem typická pracovní směna, která svým charakterem odpovídá běžným pracovním podmínkám a neodchyluje se od obvyklého stavu (Fajfrová, 2015). Tzn. počet přestávek, objem práce, manipulované výrobky apod. se neliší od průměrné směny. Za průměrnou směnu se dle § 23 nařízení vlády ze dne 22. února 2010, kterým se mění nařízení vlády č. 361/2007 Sb. ve znění pozdějších předpisů považuje:

„směna vypočtená jako časově vážený průměr z naměřených hodnot jednotlivých pracovních operací, vykonávaných v měnících se časových pracovních expozicích, jimiž jsou týdenní expozice rozdělené jinak než na 5 osmihodinových směn, menší počet směn než 5 za pracovní

týden, proměnlivý počet hodin za pracovní týden nebo proměnlivý druh pracovních operací“ (Česko, 2010, s. 845).

Stanovíme-li co nejlépe tuto průměrnou směnu, je ještě potřeba určit osoby, na kterých bude probíhat měření. Volí se takový pracovník, který je dostatečně zapracovaný a pokud možno je co nejbližší střední výšce a hmotnosti populace. Je-li stanovena směna a osoby na měření, přistupuje se k popisu pracoviště, výrobků, režimu a odpočinku, objemu výroby, proměnlivosti práce a zaměstnaných osob. Měřené osoby poučíme o měření, jeho účelu a o chování při měření. Seznámíme ji s tím, že budeme zaznamenávat její činnost, ale zdůrazníme, že nejde o měření jejího výkonu a že její pracovní činnost by měla probíhat jako při normálním provozu. Poté přistupujeme k samotnému měření, kde jako první je potřeba připravit a nastavit EMG Holter k měření. To provedeme dle návodu a u měřené osoby stanovíme pomocí siloměru maximální svalovou sílu. Tu učíme tak, že měřená osoba ve stoje uchopí siloměr nejprve do pravé ruky, paži má volně a není odtažena od hrudníku, v lokti svírá úhel 90° a ruku se siloměrem má v supinaci. V této poloze je měřená osoba vyzvána ke stisku siloměru co největší silou. Stejný postup je aplikován i pro stanovení maximální síly levé ruky. Toto provedeme střídavě na obou rukách celkem třikrát s časovým odstupem alespoň 30 s. Jako maximální svalovou sílu bereme pro každou ruku nejvyšší hodnotu ze všech tří měření. Průběh měření zaznamenáváme na formulář z měření a v samotném EMG záznamu děláme pro lepší identifikaci činnosti značky Markerem. Součástí měření je i video-dokumentace nebo fotodokumentace. Ke stanovení lokální svalové zátěže potřebujeme znát počet pohybů, které zkoumaný pracovník vykonává. Ten určíme pozorováním na pracovišti při měření a pro kontrolu i z pořízeného video záznamu. Počet pohybů se stanovuje nejčastěji na vyrobený kus a to tak, že ho ve stejný čas alespoň dvakrát pro každou ruku stanoví dva pracovníci LOVZ. Pokud se počty obou pracovníků neliší o více než 5 %, pak je jako výsledný počet stanovený jejich průměr. V opačném případě oba pracovníci výpočet opakují, dokud nedojde ke shodě. Za výjimečných situací, kdy je přítomen pouze jeden pracovník LOVZ, provede výpočet sám, ale alespoň 4x pro každou ruku. Není-li možné stanovit počet pohybů na jeden typ výrobku pro jejich přílišnou rozmanitost nebo charakter práce, pak je určen pro časový úsek práce. Délka tohoto úseku musí být alespoň 1 minuta, dle charakteru práce ji zvolí zodpovědný pracovník LOVZ. Poté je postup stejný jako při určování počtu pohybů na vyrobený kus (Fajfrová, 2015).

Záznam z měření převedeme do pracovního snímku. V něm vyznačíme začátek a konec měřeného snímku ke zhodnocení a další časové úseky jsou rozděleny dle potřeby hodnocení. Např. u pracovní pozice s řízenou rotací rozdělíme jednotlivé úseky měření podle pracovního stanoviště či typu výrobku, viz Obr. 9 v Příloze G. V pracovním snímku určíme minimum a maximum záznamu pro všechny kanály, viz Obr. 10 v Příloze G. Poté, co jsme vybrali maxima a minima záznamu, můžeme přistoupit k hodnocení lokální svalové zátěže dané pracovní pozice. Ve frekvenční analýze zadáme čas propočtu, což je čas v zátěži, který odpovídá délce pracovní směny bez pauz, konkrétní případ viz Obr. 11 v Příloze G. Z měření stanovíme i průměrnou vynakládanou sílu, která je taktéž přepočtena na čas v zátěži a podle průměrné hodnoty stanovíme limit pro počet pohybů. Do výsledků měření zhodnotíme průměrnou celosměnově vynakládanou svalovou sílu, vynakládané síly v rozmezí 55 až 70 % F_{max} a nad 70 % F_{max} a závislost počtu pohybů na vynakládané svalové síle. Výsledky zároveň obsahují hodnocení pro kategorizaci práce.

Postup autorizace laboratoří pro měření a hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované EMG

Měření lokální svalové zátěže za účelem kategorizace práce mohou vykonávat pouze autorizované laboratoře. Prováděním autorizací je Ministerstvem zdravotnictví ČR pověřen Státní zdravotní ústav (Česko, 2002). Na žádost fyzické osoby (podnikatele) nebo právnické osoby lze udělit Osvědčení o autorizaci na dobu nejvýše 5 let. Osvědčení stvrzuje, že osoba může ve vymezeném rozsahu provádět činnosti uvedené v §83a zákona č. 258/2000 Sb., ve znění pozdějších předpisů (Česko, 2003). Mezi všeobecné podmínky autorizace patří např. odborná úroveň. Ta se prokazuje potřebnými znalostmi předpisů a norem související s činností, vhodnými, písemně zpracovanými a v praxi používanými standardními operačními postupy (SOP), úrovní záznamů, protokolů a hodnocení výsledků včetně jejich interpretace, systémem jakosti a mezilaboratorními zkouškami. Další podmínkou jsou zaměstnanci, kteří mají odpovídající výcvik, znalosti a schopnosti. To se prokazuje mimo jiné vysvědčeními a osvědčeními, doklady o odborné praxi či o absolvování seminářů a školení. Nedílnou součástí autorizace je i kontrola technického vybavení, které musí splňovat normy a předpisy ČR (Česko, 2003).

V souvislosti s lokální svalovou zátěží je zde uvedena oblast „*biologické expoziční testy a vyšetření v oboru genetické toxikologie, fyziologie a psychologie práce*“ (Česko, 2000, s. 3646), kam patří i měření a hodnocení lokální svalové zátěže. Zákon stanovuje předmět činnosti neboli tzv. autorizační set, který popisuje činnost pracoviště ve vymezené oblasti a její rozsah. K této činnosti se pak váže Osvědčení o autorizaci, která má svou určitou platnost (Česko, 2000). Pro schválení setu Měření a posuzování lokální svalové zátěže stanovuje věstník (Česko, 2003) několik pravidel. Jedním z nich je například podmínka toho, že „*měření a hodnocení provádí lékař s odbornou praxí v oboru pracovního lékařství – fyziologie práce min. 5 let*“ (Česko, 2003, s. 38).

3 Výzkumná část

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Hlavním cílem práce je nalézt a zhodnotit možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce. V souvislosti s hlavním cílem byly stanoveny následující dílčí úkoly.

1. Vytvořit přehled legislativních opatření pro stanovení lokální svalové zátěže v České republice.
2. Shrnout aktuální poznatky o metodikách stanovení lokální svalové zátěže horních končetin.
3. S využitím EMG a dynamometrie zrealizovat pilotní experimentální šetření zaměřené na analýzu rozptylu a korelační analýzu odezvy EMG signálu a maximální síly flexorů prstů ruky v rámci různých anatomických pozic zápěstí.
4. Získané poznatky zhodnotit v kontextu ergonomie práce.

Výzkumné otázky:

- V1: Koreluje EMG signál s vyvinutou silou flexorů prstů ruky?
- V2: Liší se maximální síla flexorů prstů ruky v rámci různých anatomických pozic zápěstí?
- V3: Liší se hromadná EMG odezva svalů na ventrální a dorzální straně předloktí při maximální volní kontrakci flexorů prstů ruky v rámci různých anatomických pozic zápěstí?
- V4: Korelují jednotlivé EMG signály ze svalů na ventrální a dorzální straně předloktí při maximální volní kontrakci flexorů prstů ruky v rámci různých anatomických pozic zápěstí?

3.2 Metodika výzkumu

V rámci experimentálního úkolu této bakalářské práce jsme nejprve provedli pilotní šetření. Cílem bylo zvolit vypovídající anatomické pozice zápěstí, získat představu o časové náročnosti měření a osvojit si experimentální metody uvedených níže

v kapitole 3.2.1. Dále bylo zaměřeno na korelační analýzu vztahu síly stisku ruky a odezvy EMG signálu. Následné skupinové experimentální šetření bylo zacíleno na samotnou korelační analýzu odezvy EMG signálu a síly flexorů prstů ruky v rámci různých anatomických pozic zápěstí. Vzhledem k tomuto faktu budeme následující kapitoly dle potřeby členit na více částí.

3.2.1 Použité experimentální metody

Z metod stanovení lokální svalové zátěže jsme zvolili EMG Holter. Pro náš výzkum jsme použili EMG Holter typu EMGh I od společnosti GETA Centrum s.r.o. se softwarem EMG Analyzer, který nám k měření zapůjčila společnost PREMEDIS s.r.o. Jedná se o jednotku, kterou řídí mikroprocesor a může zaznamenávat 4 EMG signály v rozpětí 0 V až 1 V. EMG signál je po integraci uložen a uchovává se také frekvence námi měřeného signálu. EMG Holter můžeme rozdělit na dvě části, z nichž hlavní je tzv. pocket, který obsahuje měřící elektroniku. Druhou neméně důležitou částí jsou dva dvojité EMG moduly. Signál elektrické aktivity svalů z pokožky snímáme pomocí povrchových jednorázových elektrod předepsaných výrobcem EMG Holteru. Přenos je zaručen senzory s Ag / AgCl a kontakt s pokožkou zajišťuje hypoalergenní gel se samolepícím lepidlem. Více o jejich umístění je v kapitole 3.2.2. Z elektrody se elektrické napětí šíří po kabelu do modulu (viz Obr. 12) z nerezového plechu, kde dochází k jeho předzesílení. Modul je připojen k pocketu EMG Holteru pomocí pětipinového LEMO konektoru, který zajišťuje i napájení modulu. Nechtěnému vytažení konektoru je zamezeno pružinovou pojistkou na konektoru.



Obr. 12 Modul EMG Holteru s povrchovými elektrodami

Pocket má pět LIMO konektorů, čtyři vstupní a jeden výstupní. Z výstupních jsou dva vyhrazeny pro EMG moduly (jeden pro pravou a druhý pro levou horní končetinu), jeden může snímat pulzní frekvenci stanovenou z jednosvodového EKG a jeden např. teplotu díky přídavnému modulu pro záznam stejnosměrného napětí. Výstupní konektor slouží k propojení s interface a dále počítačem. Všechny tyto konektory se nacházejí na vrchní straně EMG Holteru viz Obr. 13, 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. Krom konektorů je na horní části zařízení LED dioda signalizující typ činnosti přístroje. Slabé blikání indikuje pohotovostní režim zařízení, zatímco výrazné blikání značí probíhající měření. Velkým červeným tlačítkem v levé části přístroje označeným jako „MARKER“ můžeme do záznamu vložit značku, která nám pomáhá v orientaci v pracovním snímku a oddělení jednotlivých pracovních činností. Zcela vpravo na horní části EMG Holteru je tlačítko „RESTART“, kterým se zařízení vrátí do výchozího nastavení.



Obr. 13 Vrchní panel EMG Holteru

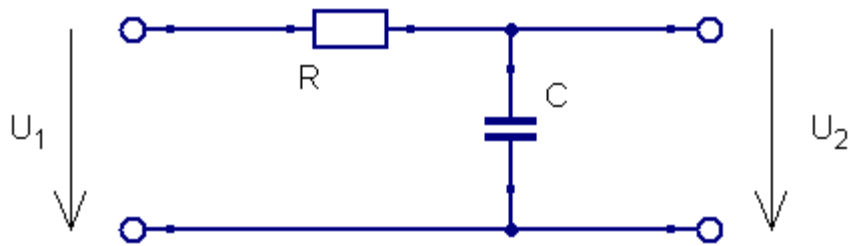
Čelní panel EMG Holteru (viz Obr. 14) je osazen tlačítkem „START“, „STOP“, který spouští a vypíná měření přístroje. Nad ním jsou dvě LED diody, z nichž LED dioda označená jako „DATA“ signalizuje totéž jako LED dioda na horním panelu – typ činnosti přístroje. Druhá LED dioda má označení „BAT“ a rozsvítí-li se, znamená to pokles napětí na zdroji energie pod 4,2 V (GETA Centrum s. r. o., 2013). Zdrojem je napájecí blok umístěný ve spodní části přístroje. Jsou v něm zapojeny do série 4 tužkové akumulátory - NiMH nebo NiCd články o jmenovitém napětí 1,2 V. Alternativou jsou baterie AA se jmenovitým napětím 1,5 V. Napájecí blok má tedy napětí 4,8 V nebo 6 V. Hodinový odběr proudu při měření je 20 mA až 30 mA, při komunikaci s PC 60 mA (GETA Centrum s. r. o., 2013), akumulátor o kapacitě 1300 mAh tedy spolehlivě postačí na 26h činnosti. I po rozsvícení kontrolky indikující pokles napětí je zařízení schopné spolehlivě zaznamenávat ještě alespoň hodinu. Přesné napětí na zdroji energie lze zjistit při propojení přes interface do PC v programu EMG

Analyzer. Vedle tlačítka start se na čelním panelu nachází blok přepínačů. Těmi lze nastavit citlivost snímání signálu z jednotlivých kanálů v rozmezí 1 až 9, kde 1 znamená nízkou citlivost a 9 nejvyšší citlivost. Přejchod citlivosti je nastaven tak, že každá vyšší citlivost je vždy dvojnásobkem citlivosti předchozí. První 4 přepínače zleva jsou pro EMG moduly a 5. je pro EKG modul. Nad nimi jsou kontrolní LED diody, které signalizují napětí vyšší než 70 % zvoleného rozsahu citlivosti. Rozsvítí-li se při nastavování citlivosti, pak je vhodné citlivost snížit na takový stupeň, při kterém se rozsvěcet nebude. Kvůli požadavku na vysokou mechanickou odolnost a odolnost před elektromagnetickým a elektrostatickým polem je vnější obal pocketu vyroben z ocelového plechu tloušťky 0,8 mm (GETA Centrum s. r. o., 2013).



Obr. 14 Čelní panel EMG Holteru

V pocketu dochází ke zpracování předzesíleného signálu z EMG modulů. Signál je nejprve filtrován nízkofrekvenčním filtrem na 50 Hz. Jedná se o pásmovou zadržující síťové rušení, které vzniká indukci napětí ze silových elektrických rozvodů. Následuje AC zesilovač, kterým je střídavý signál zesílen a poté je pomocí diody usměrněn. V tomto kroku je zároveň detekována frekvence původního EMG signálu. Usměrněný signál je integrován RC článkem, který v obvodu plní funkci matematického integrátoru a dolní propusti zároveň. Článek je sérovým zapojením odporu a kondenzátorem viz Obr. 15.



Obr. 15 Schéma RC článku k Rovnici 2-4

Pro napětí U_1 platí Rovnice 2 a pro napětí U_2 Rovnice 3,

$$U_1 = (R + X_C) \cdot I = \left(R + \frac{1}{\omega C \cdot j} \right) \cdot I, \quad \text{Rovnice 2}$$

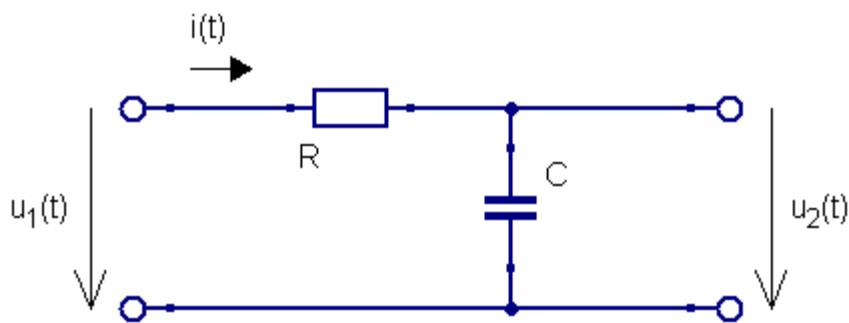
$$U_2 = X_C \cdot I = \frac{1}{\omega C \cdot j} \cdot I, \quad \text{Rovnice 3}$$

kde R je odpor rezistoru, X_C reaktance kondenzátoru, I je proud vyjádřený v komplexním tvaru, ω je úhlová frekvence proudu, C je kapacita kondenzátoru a j je imaginární jednotka. Pro přenos článku A pak platí Rovnice 4, kde f je frekvence proudu.

$$A = \frac{U_2}{U_1} = \frac{\frac{1}{\omega C \cdot j} \cdot I}{\left(R + \frac{1}{\omega C \cdot j} \right) \cdot I} = \frac{1}{\omega C \cdot j} \cdot \frac{\omega C \cdot j}{R \omega C \cdot j + 1} = \frac{1}{R \omega C \cdot j + 1} = \frac{1}{R \cdot 2\pi f C \cdot j + 1} \quad \text{Rovnice 4}$$

Z Rovnice 4 vyplývá, že při nízkých frekvencích dochází k přenosu RC článku, zatímco při vysokých frekvencích vstupní napětí se přenos článku snižuje a dochází k útlumu signálu. RC článek tedy funguje jako dolní propust.

Matematickou funkci integrátoru můžeme odvodit díky Kirchhoffovým zákonům a Ohmova zákona viz Rovnice 5 až 9, kde $i(t)$ je proud ve smyčce, $u_1(t)$ je vstupní napětí, $u_2(t)$ je výstupní napětí, Q je náboj a zbylé veličiny jsou již definovány v předchozím textu při odvození funkce RC článku jako dolní propust. Pro názornost Obr. 16.



Obr. 16 Schéma RC článku k Rovnici 5-9

$$u_1(t) = u_R(t) + u_2(t) = R \cdot i(t) + u_2(t) \quad \text{Rovnice 5}$$

$$i(t) = \frac{dQ}{dt} = \frac{d[C \cdot u_2(t)]}{dt} = C \cdot \frac{d[u_2(t)]}{dt} = C \cdot u_2'(t) \quad \text{Rovnice 6}$$

Dosadíme-li $i(t)$ z Rovnice 6 do Rovnice 5, pak získáme Rovnici 7.

$$u_1(t) = RC \cdot u_2'(t) + u_2(t) \quad \text{Rovnice 7}$$

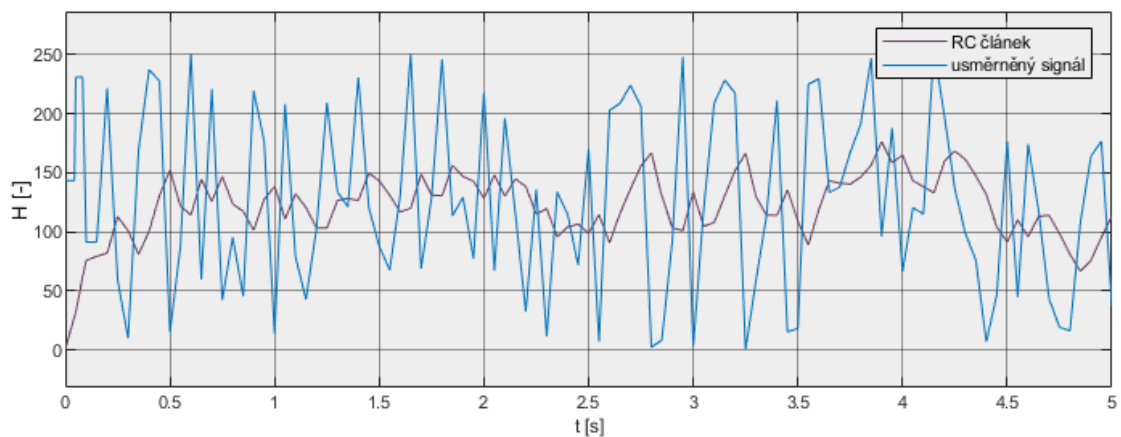
Z Rovnice 7 vyjádříme a získáme vztah pro první derivaci $u_2(t)$ v Rovnici 8.

$$u_2'(t) = \frac{u_1(t) - u_2(t)}{RC} \quad \text{Rovnice 8}$$

Po integraci Rovnice 8 získáme výslednou Rovnici 9.

$$u_2(t) = \int u_2'(t) dt = \int \frac{u_1(t) - u_2(t)}{RC} dt \quad \text{Rovnice 9}$$

Proces integrace v RC článku jsme nasimulovali v Simulinku od Matlabu a v Grafu 1 můžeme vidět, jak se usměrněný signál změní po průchodu RC článkem.



Graf 1 Usměrněný signál před integrací (modře) a po průchodu RC článkem (fialově)

Legenda: H [-]: bezrozměrná hodnota zobrazená softwarem EMG Analyzer v rozmezí 0 až 255 závislá na nastaveném zesílení, pro získání napětí v μV slouží Rovnice 10.

Po integraci je analogový signál vzorkován 20 Hz a převeden na signál digitální, ve kterém je každých 10 hodnot za sebou průměrováno, čímž nám vznikne signál, který má frekvenci 2 Hz. Tento signál je uložen do Flash paměti a připraven ke stažení do PC. V PC probíhá převod na 1 Hz signál průměrováním dvou hodnot tak, aby zpracování výsledků odpovídalo České legislativě (Česko, 2007). Blokové schéma analogové i digitální části EMG Holteru je na Obr. 17 a Obr. 18 v Příloze H.

K připojení EMG Holteru k PC a přenosu dat slouží interface (viz Obr. 19). Ten je napájen baterií o napětí 9 V. S pocketem je propojen pomocí 5 pinového LEMO konektoru a s PC je spojený prodlužovacím kabelem zakončeným standardní 9 pinovou D-sub zásuvkou (DE-9 F). Interface spojuje pocket s PC optočlenem, kterým zajišťuje přenos dat a zároveň oddělení elektrických obvodů pocketu a PC. Oddělení je z důvodu bezpečnosti měřené osoby a obsluhy zařízení. Samotný EMG Holter spadá do kategorie příložných částí typu BF, který značí stupeň bezpečnosti před úrazem elektrickým proudem. Samotný interface má ochrannou izolační bariéru do 4 kV (GETA Centrum s. r. o., 2013), pak dochází k jeho průrazu.



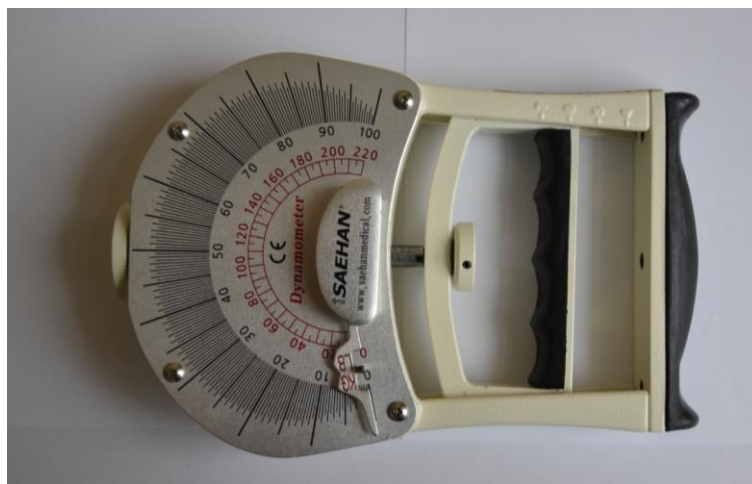
Obr. 19 Interface

Přenesená data můžeme dále zpracovávat v EMG Analyzer. Jediným problémem je, že hodnoty z EMG Holteru nepředstavují napětí na svalech, ale jedná se o bezrozměrnou hodnotu v rozmezí 0 až 255 závislou na nastaveném zesílení. Abychom z ní dostali hodnotu napětí, je nezbytné ji přepočítat podle Rovnice 10, kterou nám pro účely bakalářské práce poskytl výrobce EMG Holteru GETA Centrum s.r.o.

$$U = H \cdot \frac{80}{2^{(Z-1)}} \quad \text{Rovnice 10 (Doubrava, 2019)}$$

V Rovnici 10 je U skutečné měřené napětí v μV , H je hodnota zobrazená softwarem EMG Analyzer a Z je stupeň zesílení, se kterým byl záznam pořizován.

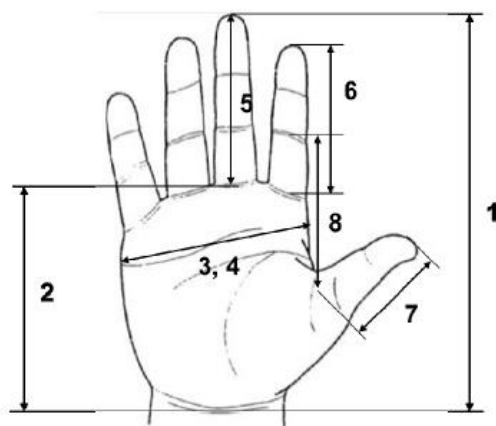
Ke stanovení svalové síly nám sloužil analogový dynamometr SH5002 Spring Hand Dynamometer společnosti SAEHAN Corporation (Obr. 20). Dynamometr měl rozsah 0 až 100 kg s nejmenším dílkem o velikosti 1 kg. Vzdálenost madla byla nastavitelná a díky tomu mohla být optimalizována na každého probanda v závislosti na velikosti jeho ruky.



Obr. 20 Dynamometr

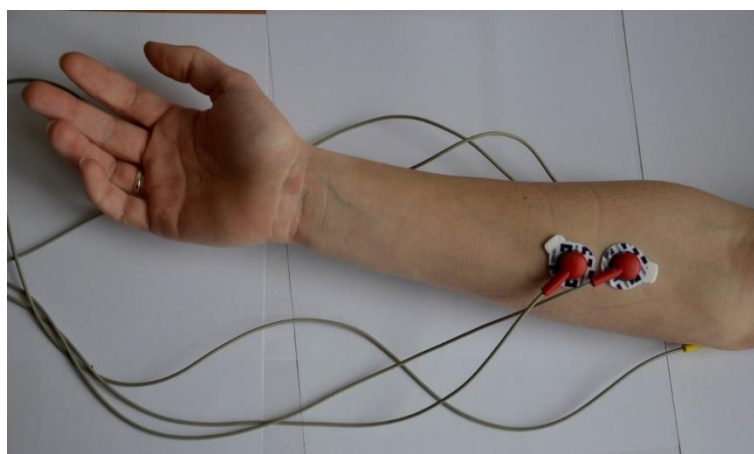
3.2.2 Metodika sběru dat

Výzkumná data jsme pořizovali od poloviny ledna do konce února roku 2019 pod záštitou autorizované laboratoře ochrany a podpory veřejného zdraví firmy PREMEDIS s.r.o. v Masarykova 699/9, Liberec. Každého probanda jsme nejprve seznámili s průběhem výzkumu, zjistili jsme jeho věk, výšku, hmotnost a laterální ruku. Výšku a hmotnost probandů jsme stanovili dotazem s přesností na jednotky centimetrů u výšky a jednotky kilogramů u hmotnosti. BMI bylo z těchto údajů dopočteno a výsledek byl zaokrouhlen na jedno desetinné místo. Za rozhodující jsme považovali věk probanda v den měření v letech. Po získání těchto základních údajů jsme krejčovským metrem změřili délku dominantní ruky a délku prostředníčku téže ruky s přesností na milimetry. Zvolené míry vycházejí ze studie zabývající se antropometrií ruky české populace (Bures, Gorner, Sediva, 2015). Délku prostředníčku jsme získali změřením vzdálenosti od konce prostředníčku po linii jeho ohybu v metakarpofalangeálním kloubu (5 na Obr. 21) a délku ruky jsme stanovili jako vzdálenost od konce prostředníčku po linii ohybu ruky v radiokarpálním kloubu (1 na Obr. 21), (Bures, Gorner, Sediva, 2015).



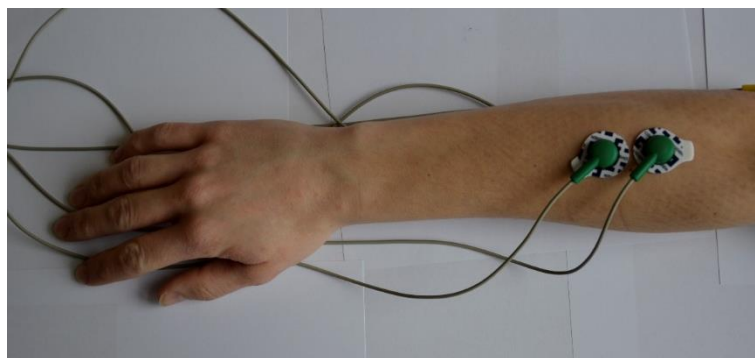
Obr. 21 Rozměry ruky (Bures, Gorner, Sediva, 2015, s. 3)

Na dominantní horní končetině probanda jsme místo nalepení elektrod na pokožce ošetřili nejprve abrazivním prostředkem pro odstranění zrohovatělé vrstvy pokožky a následně odmastili lihovým přípravkem pro zlepšení kontaktu pokožka-elektroda. Až poté jsme nalepili elektrody. První pár elektrod jsme umístili na předloktí na břicho flexorů ruky podle Obr. 22. Těmi jsou (viz kapitola 2.1.2.3) zejména m. flexor carpi radialis et ulnaris a m. palmaris longus.



Obr. 22 Umístění elektrod na flexorech ruky

Druhý pár elektrod jsme umístili na extenzory ruky podle Obr. 23, těmi jsou podle kapitoly 2.1.2.3 především m. extensor carpi radialis longus et brevis a m. extensor carpi ulnaris. Poslední zemnicí elektrodu jsme nalepili na loket probanda.



Obr. 23 Umístění elektrod na extenzorech ruky

Po nalepení elektrod jsme zapojili EMG Holter podle manuálu a po zadání jména a příjmení probanda pro identifikaci záznamu jsme nastavili měření. V tomto kroku je nezbytné nastavit správný rozsah EMG Holteru na mechanických tlačítkách EMG Holteru (viz kapitola 3.2.1) na škále 1 až 9. Nastavení probíhá tak, že vyzveme probanda, aby vši silou stiskl dynamometr, a sledujeme křivku záznamu na monitoru. Probanda při vyvíjení maximální svalové síly slovně povzbuzujeme. Dosahuje-li peak přibližně do $\frac{3}{4}$ svislé stupnice, pak je rozsah nastaven správně. Je-li jeho hodnota nižší, pak musíme zesílení signálu zvýšit, v opačném případě snížit. Nastavení měření využijeme i k nastavení vhodné rozteče madel dynamometru a k tomu, aby si proband vyzkoušel provedení stisku. Poté aktivujeme zařízení, zapíšeme si hodnotu nastaveného rozsahu a začneme se samotným měřením. Tato část byla pro pilotní i skupinové výzkumné šetření stejná, ale další postup se lišil. Z toho důvodu dále metodiku sběru dat rozdělíme na dvě části, a to na metodiku sběru dat pilotního šetření a metodiku sběru dat skupinového výzkumného šetření.

Pilotní šetření

Při pilotním šetření proband seděl na židli, kterou si nastavil tak, aby měl dolní končetiny volně vedle sebe s chodidly opřenými o zem, záda měl kolmo k podlaze a paži u těla. V lokti dominantní končetiny měl pravý úhel a předloktí i malíkovou hranu ruku měl položenou na podložce. Zaujal neutrální pozici zápěstí a do ruky dostal dynamometr, který si též opřel o podložku (pro zanedbání jeho hmotnosti). V této pozici stiskl svou maximální silou dynamometr přibližně na 2 s. Poté zaujal obdobnou pozici, ale zápěstí měl ve flexi tak, že osa ruky a osa předloktí svírala úhel 45° . Svůj maximální stisk opakoval. Třetí maximální stisk provedl v extenzi zápěstí, osa ruky a osa předloktí svírala úhel opět 45° . Čtvrtou polohou pro maximální stisk byla pronace předloktí a poslední pátá jeho supinace. Stisk byl vždy zhruba 2 s, mezi jednotlivými

maximálními stisky dynamometru byla vždy pauza 1 minuta a paže od loktu byla vždy opřená o podložku. Při maximálním stisku jsme probanda slovně motivovali k co nejvyššímu výkonu. Těchto pět maximálních stisků dynamometru jsme ve stejném pořadí opakovali pětkrát s pauzou 15 minut. Hodnoty stisku ruky jsme průběžně odečítali z dynamometru a po přenesení EMG záznamu jsme k nim přiřadili hodnoty z EMG Holteru.

V druhé části paže probanda svírala s předloktím pravý úhel a předloktí měl opřené o podložku zároveň s malíkovou hranou ruky. Ruka byla v prodloužení předloktí, zápěstí tedy bylo v neutrální pozici. V ruce měl dynamometr opřený o podložku. V tomto postavení proband 3x stisk dynamometr svou maximální silou, mezi jednotlivými stisky byla pauza alespoň 3 minuty. Dle maximální síly byly stanoveny hodnoty po 10 % až do 90 % intenzity a postupně proband 3x stisk dynamometr přibližně stanovenou silou. Mezi jednotlivými stisky byla pauza dle potřeby probanda, u nižších hodnot stisku byly pauzy kratší, zatímco s narůstající vyvinutou silou se prodlužovaly (nad 50 % byla alespoň 2 minuty a nad 70 % alespoň 3 minuty). Stisk dynamometru byl tentokrát přibližně 4 s. Hodnoty z dynamometru jsme odečítali hned po stisku a ke každé hodnotě jsme po přenosu naměřeného signálu do PC přiřadili zprůměrovanou hodnotu ze 4s stisku a tu přepočítali na napětí podle Rovnice 10.

Skupinové výzkumné šetření

Proband seděl na židli s nastavitelnou výškou sedáku tak, aby měl dolní končetiny volně vedle sebe s chodidly celou plochou na zemi, záda měl kolmo k podlaze a paži u těla. V lokti dominantní horní končetiny měl pravý úhel, předloktí a malíkovou hranu ruky opřenou o podložku. Zápěstí měl v neutrální pozici, ruka byla v prodloužení předloktí (viz Obr. 24). V této poloze dostal do ruky ruční dynamometr, který byl také opřený o podložku, jeho hmotnost tedy můžeme zanedbat. Probanda jsme vyzvali k stisknutí dynamometru vší silou. K tomu jsme ho slovně motivovali k vyššímu výkonu a měl také vizuální odezvu svého snažení v podobě grafu snímaného napětí na svalech předloktí.



Obr. 24 Neutrální pozice zápěstí s úchopem dynamometru

Po stisku následovala pauza 3 minuty, ve které si proband mohl libovolně uvolnit ruku. Dobu odpočinku jsme stanovili podle studie zabývající se vztahem mezi maximální silou a polohou předloktí (Kohn, S., R. R. Smart a J. M. Jakobi, 2018). Po uplynutí této doby jsme vyzvali probanda k zaujetí stejné polohy jako před pauzou s tím rozdílem, že zápěstí měl ve flexi. Osa ruky svírala s osou předloktí 45° viz Obr. 25. Pro jednoduchost, přesnost a rychlost jsme si připravili podložku s vyznačenými úhly pro zápěstí.



Obr. 25 Flexe zápěstí s úchopem dynamometru

V této pozici vykonal proband za stejných podmínek, jako tomu bylo v neutrální pozici zápěstí, opět maximální stisk dynamometru. Následovala 3 minutová pauza k relaxaci svalů zápěstí. Po odpočinku proband naposledy zaujal počáteční polohu. I tentokrát svírala osa ruky a osa předloktí 45° , ale nyní bylo zápěstí v extenzi jako je na Obr. 26.



Obr. 26 Extenze zápěstí s úchopem dynamometru

Potřetí jsme pobídli probanda k vyvinutí maximálního stisku dynamometru, podmínky byly zachovány. Následovalo uložení naměřených dat z EMG Holteru do počítače dle manuálu, zařízení jsme mohli vypnout a odlepit elektrody z kůže probanda. Hodnoty na dynamometru jsme odečítali po každém stisku a dle záznamu z EMG Holteru k nim posléze přiřazovali hodnoty napětí, přepočítané podle Rovnice 10, z původní hodnoty zobrazené EMG Holterem.

3.2.3 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor je nezbytné rozdělit na dva celky. Jedním z nich je soubor, na kterém jsme prováděli pilotní šetření a druhým je skupina probandů, kteří se účastnili skupinového výzkumného šetření. Z tohoto důvodu popíšeme každý celek zvlášť.

Pilotní šetření

Pilotní šetření jsme prováděli na probandovi, kterým byla žena ve věku 22 let o výšce 160 cm, hmotnosti 51 kg a BMI 19,9. Dominantní pravá ruka měla délku 17 cm a délka prostředníčku na téže ruce byla 7,6 cm. Hlavním zaměřením studentka vysoké školy, sportovní vyžití mimo profesionální úroveň, z hlediska zkoumaných svalů ruky by stálo za zmínění rekreační horolezení.

Skupinové výzkumné šetření

Hlavního výzkumného šetření se zúčastnilo 21 probandů. Všechny 21 probandů byly ženy, studentky vysoké školy, tedy bez pravidelné vícehodinové manuální aktivity. Lateralita

nebyla u všech shodná, 20 probandů mělo dominantní pravou ruku a jeden proband byl levák. Celý soubor názorně charakterizuje Tab. 2.

Tab. 2 Charakteristika výzkumného souboru skupinového výzkumného šetření

	TV [cm]	TH [kg]	BMI [kg/m ²]	Věk [roky]	D ₁ [mm]	D ₂ [mm]
Průměr	167,7	61,8	21,9	21,5	75,1	170,9
Směrodatná odchylka	5,1	8,6	2,4	0,9	3,1	8,3
Medián	168,0	62,0	21,0	22,0	75,0	170,0
Interkvartilové rozpětí	5,0	9,0	3,4	1,0	1,0	7,0
Modus	170,0	58,0	21,0	22,0	75,0	170,0
Minimum	158,0	44,0	16,0	19,0	65,0	155,0
Maximum	178,0	82,0	25,0	23,0	80,0	190,0

Legenda:

- TV: tělesná výška
- TH: tělesná hmotnost
- D₁: délka prostředníčku dominantní ruky
- D₂: délka dominantní ruky

3.2.4 Metodika statistického zpracování dat

S využitím popisné statistiky jsme stanovili základní ukazatele polohy a rozptylu. Z parametrických indikátorů jsme určili aritmetický průměr a směrodatnou odchylku. U dat s narušenou normalitou (dána malým rozsahem zkoumaného souboru) jsme napočítali ukazatele polohy jako medián a modus, ke stanovení míry rozptylu nám posloužilo interkvartilové rozpětí, vybrané percentily, minimum a maximum (Anděl, 2011).

U vybraných šetření byla provedena jednofaktorová analýza rozptylu. Celkový rozptyl s_y^2 sestává ze dvou částí a to z rozptylu meziskupinového a vnitroskupinového. Meziskupinový rozptyl s_{ym}^2 udává míru odlišnosti mezi jednotlivými skupinami a spočítáme ho jako rozptyl z průměrů jednotlivých skupin, viz Rovnice 11. Vnitroskupinový rozptyl s_{yv}^2 udává míru variability uvnitř skupin a stanovíme ho jako průměr rozptylů v jednotlivých skupinách, viz Rovnice 12. Celkový rozptyl je pak součtem vnitroskupinového rozptylu a rozptylu meziskupinového, viz Rovnice 13 (Hendl, 2012).

$$S_{ym}^2 = \frac{\sum (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \cdot n_i}{n} \quad \text{Rovnice 11 (Hendl, 2012)}$$

$$S_{yv}^2 = \frac{\sum S_i^2 \cdot n_i}{n} \quad \text{Rovnice 12 (Hendl, 2012)}$$

$$S_y^2 = S_{ym}^2 + S_{yv}^2 \quad \text{Rovnice 13 (Hendl, 2012)}$$

Normalitu jsme testovali Shapirovým-Wilkovým testem.

Pro získání modelu lineární regrese jsme použili metodu nejmenších čtverců a pro koeficienty a a b jsme stanovili směrodatné odchylky s_a (Rovnice 15) a s_b (Rovnice 16). Ke stanovení směrodatných odchylek koeficientů jsme nejprve museli spočítat směrodatnou odchylku $s_{y,x}$ (Rovnice 14), která charakterizuje rozptyl hodnot závisle proměnné vůči regresní přímce,

$$s_{y,x} = \sqrt{\frac{\sum (y_i - Y_i)^2}{n - 2}} \quad \text{Rovnice 14}$$

(Kotouček, M., Skopalová J. a P. Adamovský)

$$s_a = \frac{s_{y,x}}{\sqrt{\sum x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{n}}} \quad \text{Rovnice 15}$$

(Kotouček, M., Skopalová J. a P. Adamovský)

$$s_b = s_{y,x} \cdot \sqrt{\frac{\sum x_i^2}{n \cdot \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}} \quad \text{Rovnice 16}$$

(Kotouček, M., Skopalová J. a P. Adamovský)

kde y_i je závisle proměnná, Y_i je hodnota určená z regresní rovnice pro odpovídající x_i , n je počet hodnot, ze kterých jsme stanovovali regresní rovnici a x_i je nezávisle proměnná. K vyhodnocení variability neparametrických dat jsme zvolili Friedmanův neparametrický statistický test, který je ekvivalentem parametrického testu ANOVA (Analysis of Variance) pro data s Gaussovským rozdělením. Dalším testem, který jsme pro evaluaci neparametrických dat použili, byl Wilcoxonův párový test a pro ověření,

zda se liší střední hodnoty dvou skupin, jsme použili párový t-test (Anděl, 2011). Spearmanovým korelačním koeficientem jsme ověřili přítomnost funkčního vztahu.

3.3 Analýza výzkumných dat

Pilotní šetření

První analýzou, kterou jsme na datech z pilotního šetření provedli, byla jednofaktorová analýza rozptylu. Data získaná pilotním šetřením na homogenním souboru vykazovala jistou variabilitu. Abychom zjistili, zda je tato variabilita způsobená pozicí zápěstí probanda či opakováním měření, spočítali jsme meziskupinový a vnitroskupinový rozptyl pro všech 5 anatomických pozic zápěstí v 5 měřeních. Za skupiny jsme si označili pozice zápěstí. Meziskupinový rozptyl je tedy rozptyl odezvy EMG signálu a vyvinuté síly ruky mezi jednotlivými polohami zápěstí. Vnitroskupinovým rozptylem myslíme rozptyl odezvy EMG signálu a síly ruky mezi jednotlivými měřeními. Rozptyly a jejich podíl na celkovém rozptylu je v Tab. 3.

Tab. 3 Meziskupinový a vnitroskupinový rozptyl

	MR	MR/CR	VR	VR/CR	CR
Extenzory	481,7	41,2 %	687,4	58,8 %	1169,0
Flexory	851,0	47,2 %	953,3	52,8 %	1804,3
Síla stisku	1,9	26,4 %	5,2	73,7 %	7,1

Legenda:

- MR: meziskupinový rozptyl - rozptyl odezvy EMG signálu a vyvinuté síly ruky mezi jednotlivými polohami zápěstí
- VR: vnitroskupinový rozptyl - rozptyl odezvy EMG signálu a síly ruky mezi jednotlivými měřeními
- CR: celkový rozptyl
- Extenzory: napětí na extenzorech v rámci jednotlivých poloh zápěstí
- Flexory: napětí na flexorech v rámci jednotlivých pozic zápěstí
- Síla stisku: maximální volní síla dominantní ruky v jednotlivých pozicích zápěstí

Z Tab. 3 vyplývá, že rozptyl u zkoumaných skupin je dán větší mírou rozptylem vnitroskupinovým, tudíž že je větší variabilita mezi jednotlivými měřeními než mezi vybranými polohami zápěstí.

Druhou statistickou metodou zpracování dat získaných pilotní studií byla metoda nejmenších čtverců pro získání modelu lineární regrese. Vycházíme z poznatku ze Surface elektromyography (Merletti a Farina eds., 2016), že závislost mezi silou

stisku ruky a EMG signálem je lineární. Na základě tohoto předpokladu jsme z dat získaných pilotním šetřením pro korelační analýzu odezvy EMG signálu a síly stisku ruky sestrojili rostoucí lineární trend, který obecně popisuje Rovnice 17. Konkrétní hodnoty koeficientu a a b jsou uvedeny v Tab. 4, kde R^2 je koeficient determinace lineární regrese vyjadřující míru proměnlivosti nezávisle proměnné na závisle proměnné.

$$y = a \cdot x + b, \quad \text{Rovnice 17}$$

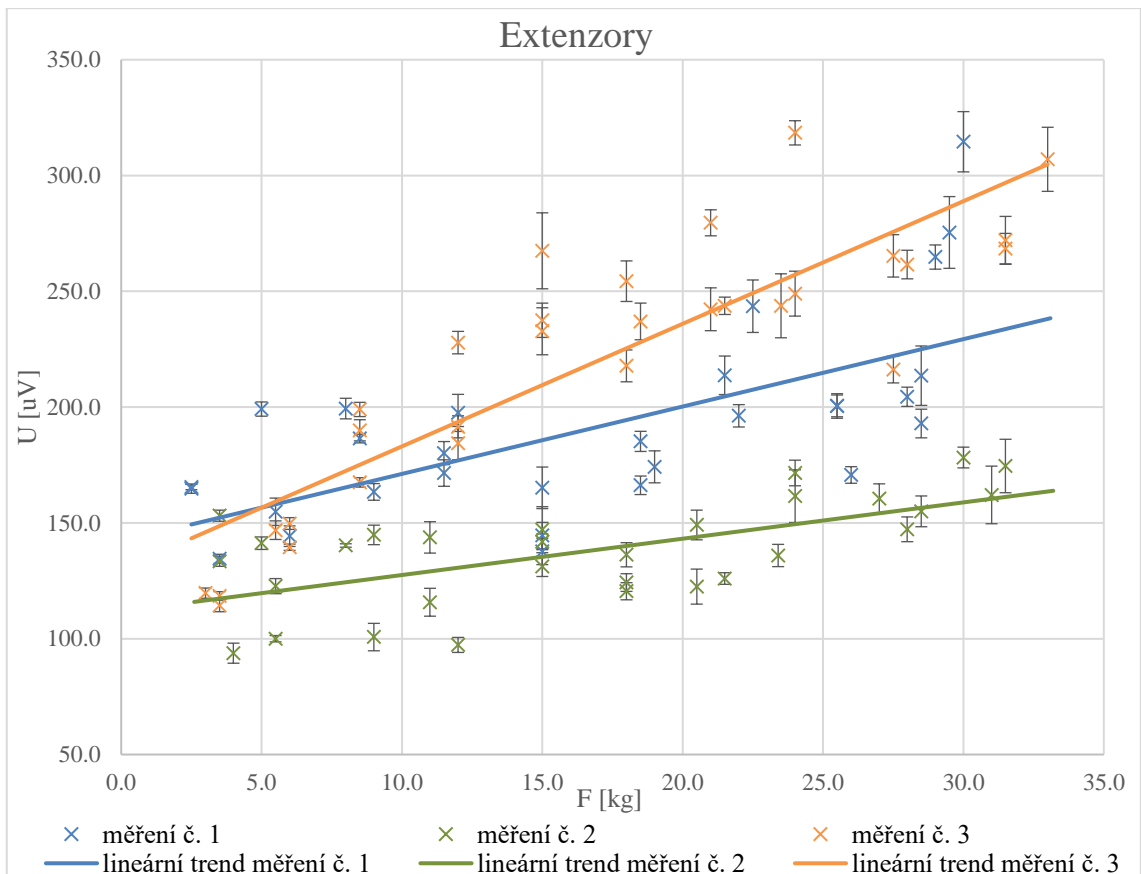
Tab. 4 Vztah mezi EMG signálem a silou stisku

Měření č. 1			Měření č. 2			Měření č. 3		
	extenzory	flexory		extenzory	flexory		extenzory	flexory
n	30	30	n	30	30	n	30	30
a	2,91	10,64	a	1,57	16,85	a	5,29	14,20
s_a	0,63	0,42	s_a	0,37	1,07	s_a	0,57	1,26
b	142,07	19,50	b	111,83	-3,26	b	130,10	35,64
s_b	12,02	7,99	s_b	6,89	20,00	s_b	10,80	23,90
R^2	0,43	0,96	R^2	0,39	0,30	R^2	0,76	0,82

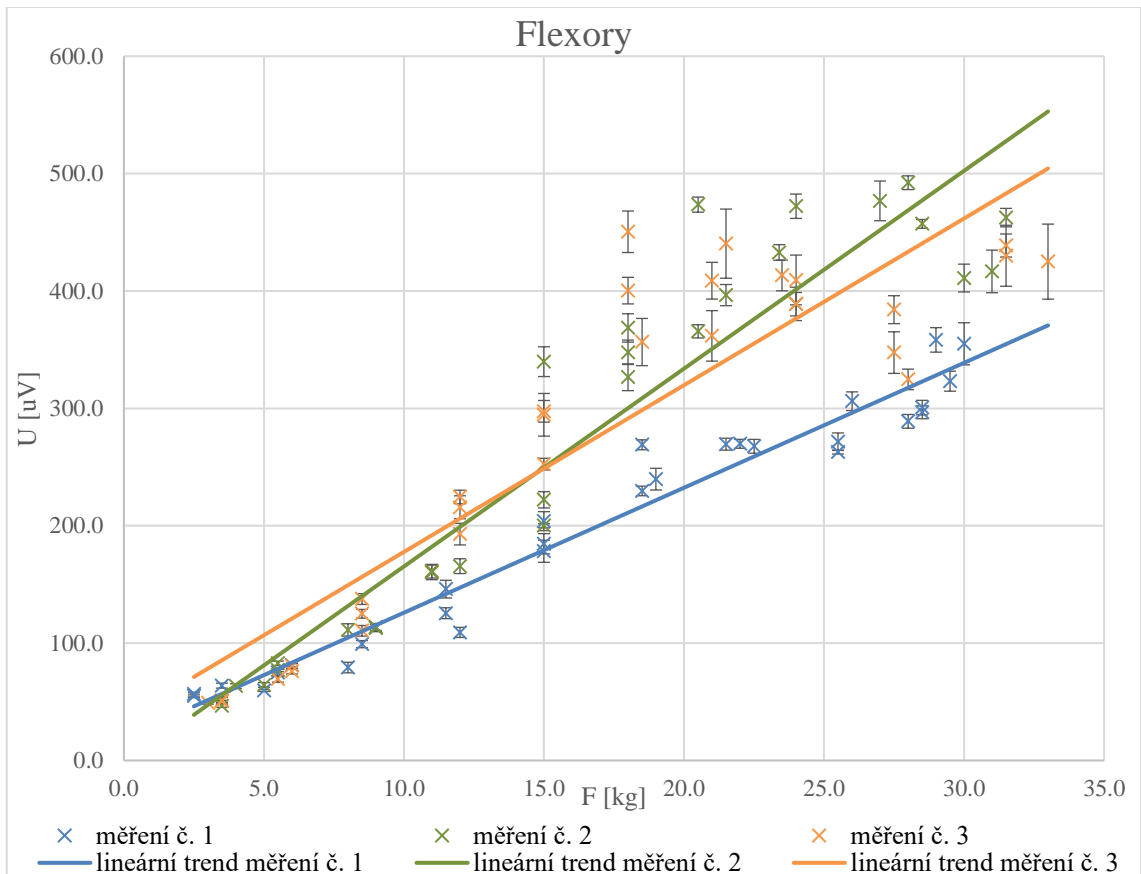
Legenda:

- n : počet hodnot pro stanovení lineární regrese
- a, b : koeficienty lineární regrese, viz Rovnice 17
- s_a, s_b : směrodatné odchylky koeficientu a a b
- R^2 : koeficient determinace lineární regrese
- Extenzory: napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí
- Flexory: napětí na flexorech ruky v neutrální pozici zápěstí

Grafické znázornění trendu všech tří měření se směrodatnými odchylkami je na Grafu 2 pro extenzory ruky a na Grafu 3 pro flexory ruky.



Graf 2 Vztah napětí na extenzorech ruky a síly stisku



Graf 3 Vztah napětí na flexorech ruky a síly stisku

Tab. 5 Hladiny statistické významnosti pro koeficienty lineární regrese

Koeficient	Hypotéza	Extenzory	Flexory
a	$a_1 = a_2$	<0.001	<0.001
	$a_1 = a_3$	<0.001	<0.001
	$a_2 = a_3$	<0.001	<0.001
b	$b_1 = b_2$	<0.001	<0.001
	$b_1 = b_3$	<0.001	<0.001
	$b_2 = b_3$	<0.001	<0.001

Legenda: *a, b*: koeficienty lineární regrese, viz Rovnice 17, hladiny statistické významnosti jsou uvedeny jako p-hodnoty

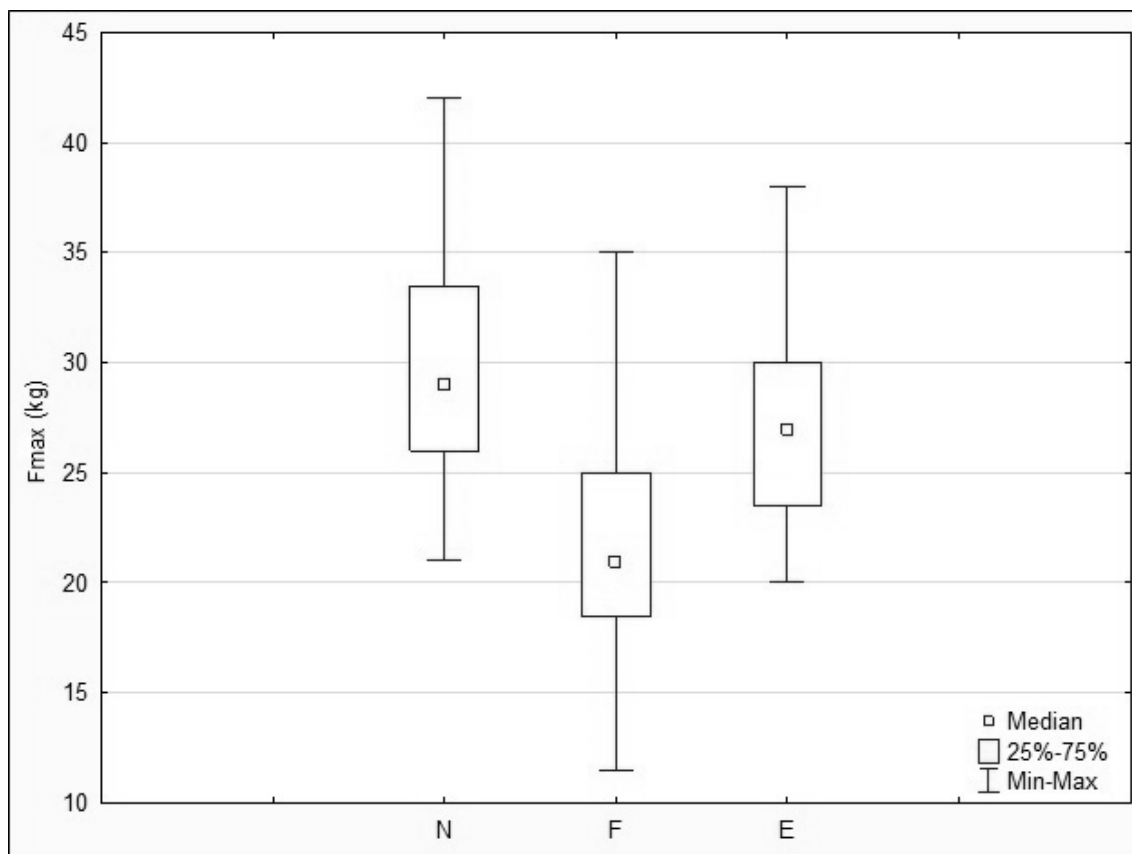
Z Tab. 5 vyplývá, že rovnice lineární regrese získané z jednotlivých měření se navzájem statisticky významně liší.

Z celé pilotní studie můžeme usuzovat, že opakování měření, byť za stejných podmínek a na homogenním souboru, vnáší do výsledků rozptyl, který je významnější než rozptyl daný odlišnými polohami zápěstí (viz Tab. 3). Dále jsme v rámci jednoho subjektu prokázali, že odezva EMG Holteru na vyvíjenou sílu vykazuje rostoucí lineární trend, jehož reliabilita je ovšem nízká (viz Tab. 5).

Skupinové výzkumné šetření

Naším prvním krokem bylo ověřit normalitu naměřených dat. Pro analýzu F_{\max} a EMG signálu z flexorů a extenzorů ruky jsme tedy Shapirovým-Wilkovým testem zjistili, že naměřená data nepocházejí z normálního Gaussovského rozdělení, viz Příloha I, Graf 4-12. Proto jsme dále používali neparametrické statistické testy.

Dále jsme analyzovali rozptyl (Friedman ANOVA) maximálních sil v neurální pozici zápěstí, v jeho flexi a extenzi. Dostali jsme $p < 0.001$ a platí tedy, že F_{\max} se v jednotlivých pozicích statisticky liší. To můžeme pozorovat i na Grafu 13. Pro komplexnější analýzu jsme provedli ještě Wilcoxonův párový test jehož výsledky jsou v Tab. 6.



Graf 13 Box plot maximální síly v jednotlivých pozicích zápěstí

Legenda:

- N: neutrální pozice zápěstí
- F: flexe zápěstí
- E: extenze zápěstí
- F_{max}: maximální volní síla dominantní ruky

Tab. 6 Wilcoxonův párový test pro F_{max} v jednotlivých pozicích zápěstí

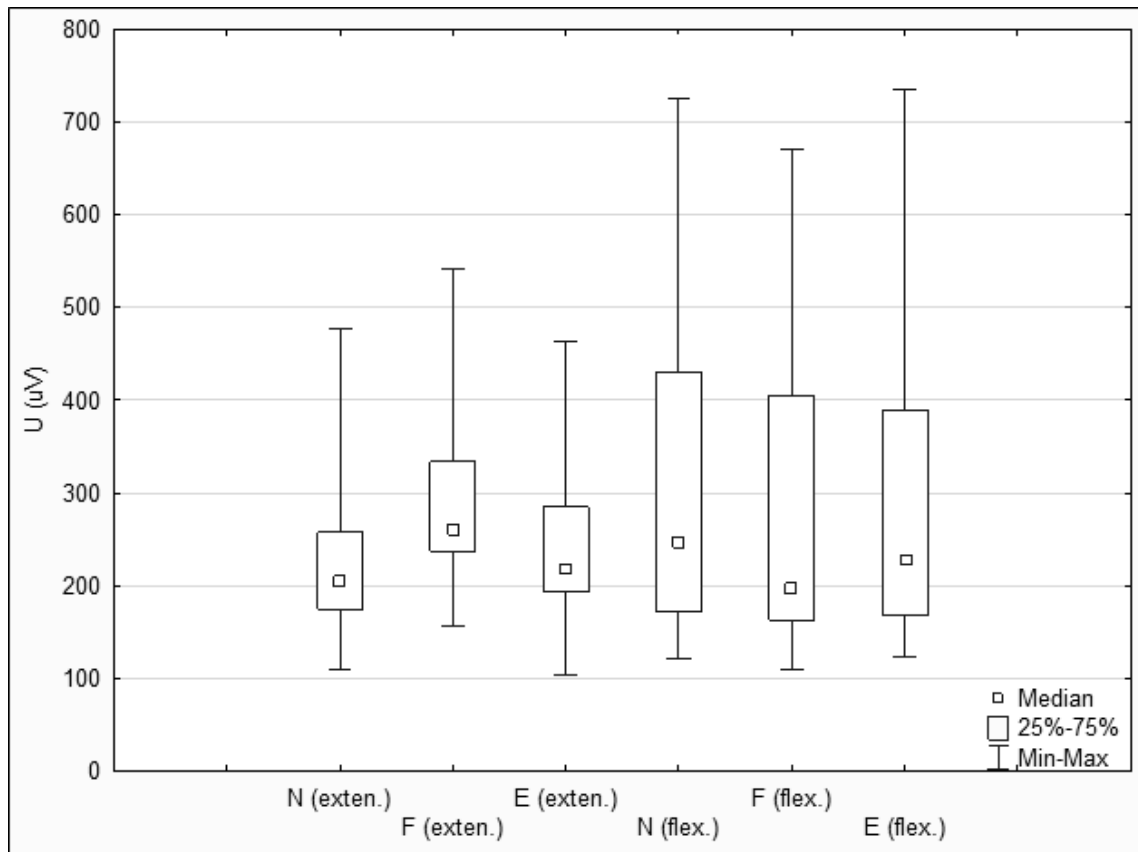
	Počet hodnot	p-hodnota
Síla-N & Síla-F	21	<0.001
Síla-N & Síla-E	21	0.002
Síla-F & Síla-E	21	0,002

Legenda:

- Síla-N: maximální volní síla dominantní ruky v neutrální pozici zápěstí
- Síla-F: maximální volní síla dominantní ruky ve flexi zápěstí
- Síla-E: maximální volní síla dominantní ruky v extenzi zápěstí

Z hodnot v Tab. 6 vyplývá, že se statisticky liší i jednotlivé F_{max} mezi sebou.

Co se týče EMG signálu z flexorů a extenzorů ruky, je již podle Grafu 14 zřejmé, že data nepocházejí z normálního rozdělení - je vidět jejich sešikmení. Z Grafu 14 se také zdá, že odezva na extenzorech ruky se liší, zatímco EMG signál z flexorů ruky vykazuje jistou podobnost.



Graf 14 Box plot napětí na flexorech a extenzorech v jednotlivých pozicích zápěstí

Legenda:

- N (exten.): napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí
- F (exten.): napětí na extenzorech ruky ve flexi zápěstí
- E (exten.): napětí na extenzorech ruky v extenzi zápěstí
- N (flex.): napětí na flexorech ruky v neutrální pozici zápěstí
- F (flex.): napětí na flexorech ruky ve flexi zápěstí
- E (flex.): napětí na flexorech ruky v extenzi zápěstí

Po neparametrické analýze rozptylu napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí v jeho flexi a extenzi jsme dostaly $p < 0.001$ a platí tedy, že napětí na extenzorech ruky se v jednotlivých pozicích také statisticky liší. Stejnou analýzu jsme udělali pro napětí na flexorech ruky v neutrální pozici zápěstí, v jeho flexi a extenzi, kde jsme dopočítali $p = 0,156$. Můžeme tedy říct, že napětí na flexorech se v jednotlivých polohách zápěstí statisticky neliší. Abychom zjistili, zda existuje závislost mezi jednotlivými skupinami, napočítali jsme Wilcoxonův test pro flexory a extenzory a vychází nám hodnoty uvedené v Tab. 7.

Tab. 7 Wilcoxonův párový test pro napětí na extenzorech a flexorech ruky
v jednotlivých pozicích zápěstí

Testované veličiny	N (exten.) & F (exten.)	N (exten.) & E (exten.)	F (exten.) & E (exten.)
p-hodnota	<0.001	0.217	0.021
Počet hodnot	21	21	21
Testované veličiny	N (flex.) & F (flex.)	N (flex.) & E (flex.)	F (flex.) & E (flex.)
p-hodnota	0.106	0.602	0.230
Počet hodnot	21	21	21

Legenda:

- N (exten.): napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí
- F (exten.): napětí na extenzorech ruky ve flexi zápěstí
- E (exten.): napětí na extenzorech ruky v extenzi zápěstí
- N (flex.): napětí na flexorech ruky v neutrální pozici zápěstí
- F (flex.): napětí na flexorech ruky ve flexi zápěstí
- E (flex.): napětí na flexorech ruky v extenzi zápěstí

Z dat v Tab. 7 vyplývá, že napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí a v jeho flexi se statisticky liší, stejně tomu je i u extenzorů ruky ve flexi zápěstí a jeho extenzi. Napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí a v jeho extenzi se ovšem statisticky neliší. Co se týče flexorů, tam jsme potvrdili výsledek Friedman ANOVA, napětí na flexorech se mezi sebou statisticky neliší v jednotlivých polohách zápěstí. Nejvyšší p-hodnotu vykazuje Wilcoxonův test pro napětí flexorů v neutrální pozici zápěstí a v jeho extenzi, což odpovídá výsledkům na extenzorech.

Třetí analýzou, kterou jsme provedli u dat skupinového šetření, byla jednofaktorová analýza rozptylu. Předchozími analýzami jsme zjistili, že odezva v jednotlivých pozicích zápěstí a svalová síla vykazují na heterogenním souboru jistou variabilitu. Abychom zjistili, zda je variabilita způsobená pozicí zápěstí či probandem samotným, spočítali jsme meziskupinový a vnitroskupinový rozptyl pro všech 21 probandů ve 3 anatomických pozicích zápěstí. Za skupiny jsme si označili pozice zápěstí. Meziskupinový rozptyl je tedy rozptyl odezvy EMG signálu a vyvinuté síly ruky mezi jednotlivými polohami zápěstí. Vnitroskupinovým rozptylem myslíme rozptyl odezvy

EMG signálu a síly ruky mezi jednotlivými probandy. Rozptyly a jejich podíl na celkovém rozptylu je v Tab. 8.

Tab. 8 Meziskupinový a vnitroskupinový rozptyl

	MR	MR/CR	VR	VR/CR	CR
Extenzory	996,7	11,7 %	7499,3	88,3 %	8496,0
Flexory	240,5	1,0 %	24875,0	99,0 %	25116,0
Síla stisku	9,5	24,0 %	30,1	76,0 %	39,6

Legenda:

- MR: meziskupinový rozptyl - rozptyl odezvy EMG signálu a vyvinuté síly ruky mezi jednotlivými polohami zápěstí
- VR: vnitroskupinový rozptyl - rozptyl odezvy EMG signálu a síly ruky mezi jednotlivými probandy
- CR: celkový rozptyl
- Extenzory: napětí na extenzorech v rámci jednotlivých poloh zápěstí
- Flexory: napětí na flexorech v rámci jednotlivých pozic zápěstí
- Síla stisku: maximální volní síla dominantní ruky v jednotlivých pozicích zápěstí

Při větším počtu probandů můžeme vidět, že zastoupení rozptylů u síly stisku ruky je přibližně stejné jako v pilotním šetření. Totéž ovšem nemůžeme tvrdit o odezvě flexorů a extenzorů ruky, kde nám výrazně vzrostl podíl vnitroskupinového rozptylu na celkovém rozptylu a lze tedy říct, že větší rozdíl je mezi jednotlivými probandy než mezi jednotlivými polohami zápěstí.

Ve 4. kroku jsme hledali funkční vztah v rámci jednotlivých skupin měřených veličin (mezi maximálními silami ve vybraných anatomických pozicích zápěstí i mezi EMG odezvou flexorů a extenzorů ruky při jejím vyvíjení). Abychom zjistili, zda koreluje síla stisku ruky a napětí na extenzorech a flexorech v rámci jednotlivých poloh zápěstí, stanovili jsme Spearmanův korelační koeficient a v Tab. 9 uvádíme jeho hodnotu společně s hladinou, na které se nám ho podařilo prokázat jeho statistickou významnost.

Tab. 9 Spearmanův korelační koeficient pro vybrané dvojice naměřených dat

Testované veličiny	R	α
N (exten.) & F (exten.)	0,80	0,001
N (exten.) & E (exten.)	0,70	0,001
F (exten.) & E (exten.)	0,62	0,001
N (flex.) & F (flex.)	0,77	0,001
N (flex.) & E (flex.)	0,89	0,001
F (flex.) & E (flex.)	0,85	0,001
Síla-N & Síla-F	0,65	0,001
Síla-N & Síla-E	0,75	0,001
Síla-F & Síla-E	0,47	0,050

Legenda:

- N (exten.): napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí
- F (exten.): napětí na extenzorech ruky ve flexi zápěstí
- E (exten.): napětí na extenzorech ruky v extenzi zápěstí
- N (flex.): napětí na flexorech ruky v neutrální pozici zápěstí
- F (flex.): napětí na flexorech ruky ve flexi zápěstí
- E (flex.): napětí na flexorech ruky v extenzi zápěstí
- Síla-N: maximální volní síla dominantní ruky v neutrální pozici zápěstí
- Síla-F: maximální volní síla dominantní ruky ve flexi zápěstí
- Síla-E: maximální volní síla dominantní ruky v extenzi zápěstí
- R: Spearmanův korelační koeficient
- α : hladina významnosti

Z dat v Tab. 9 můžeme usuzovat, že testované veličiny mezi sebou korelují, existuje mezi nimi funkční vztah.

Na závěr se nabízí úvaha, jaký je vztah mezi legislativním opatřením, které stanovuje jako limitní 70 % F_{max} , a vybranými percentily stejného souboru. Jelikož dle Surface elektromyography (Merletti a Farina eds., 2016), je závislost mezi silou prstů ruky a jeho EMG odezvou lineární, můžeme toto pravidlo aplikovat i na EMG odezvu extenzorů a flexorů ruky. Jinými slovy jsme zjišťovali, kolikátý percentil daného souboru má ještě nižší hodnotu než je hodnota 70 % mediánu daného souboru. Tyto vztahy jsou znázorněny v Tab. 10 pro extenzory a flexory ruky a v Tab. 11 pro svalovou sílu.

Tab. 10 Vztah vybraných percentilů flexorů a extenzorů ruky na hodnotě 70 % jejich mediánu. Červeně jsou zvýrazněny percentily, jejichž hodnota je nižší než hodnota 70 % mediánu.

	N (exten.)	F (exten.)	E (exten.)	N (flex.)	F (flex.)	E (flex.)
0,05 percentil	126,25	196,25	123,75	135,00	123,75	136,25
0,10 percentil	130,63	219,38	143,75	137,50	151,25	143,75
0,15 percentil	161,25	230,00	183,13	138,75	154,38	147,50
0,20 percentil	163,13	234,38	183,13	165,63	157,50	166,88
0,25 percentil	175,00	236,88	193,75	172,50	163,13	168,13
0,30 percentil	180,63	242,50	203,75	172,50	165,00	168,75
0,35 percentil	180,63	248,75	206,25	185,00	168,75	170,00
70 % mediánu	142,63	182,00	152,25	173,25	138,25	160,13

Legenda:

N (exten.): napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí

F (exten.): napětí na extenzorech ruky ve flexi zápěstí

E (exten.): napětí na extenzorech ruky v extenzi zápěstí

N (flex.): napětí na flexorech ruky v neutrální pozici zápěstí

F (flex.): napětí na flexorech ruky ve flexi zápěstí

E (flex.): napětí na flexorech ruky v extenzi zápěstí

Tab. 11 Vztah vybraných percentilů maximálních sil ruky na hodnotě 70 % jejich mediánu. Červeně jsou zvýrazněny percentily, jejichž hodnota je nižší než hodnota 70 % mediánu.

	Síla-N	Síla-F	Síla-E
0,05 percentil	23,0	12,5	20,0
0,10 percentil	24,0	17,5	21,0
70 % mediánu	20,3	14,7	18,9

Legenda:

Síla-N: maximální volní síla dominantní ruky v neutrální pozici zápěstí

Síla-F: maximální volní síla dominantní ruky ve flexi zápěstí

Síla-E: maximální volní síla v extenzi zápěstí

Z Tab. 10 a 11 vyplývá, že ve většině případů je hodnota 0,05 percentilu nižší nežli hodnota 70 % mediánu a u flexorů ruky v neutrální pozici zápěstí je dokonce hodnota 0,30 percentilu menší než hodnota 70 % jejího mediánu.

3.4 Analýza výzkumných cílů a výzkumných otázek

Šetření zaměřené na zodpovězení první výzkumné otázky naznačuje, že v rámci jednoho subjektu odezva EMG Holteru na vyvíjenou sílu vykazuje rostoucí lineární trend, viz Tab. 4 a Graf 2-3. Přesto při opakování stejného postupu získáme lineární trend s odlišnými parametry, viz Tab. 5, což svědčí o malé reliabilitě, která může být způsobená určitou variabilitou při volbě místa nalepení EMG elektrod.

V rámci druhé výzkumné otázky můžeme ze skupinového šetření usuzovat, že F_{\max} v jednotlivých pozicích zápěstí se mezi sebou statisticky liší. To jsme prokázali jak Friedmanovým testem rozptylu, tak i Wilcoxonovým párovým testem viz Tab. 6.

Analýzou odezvy na flexorech a extenzorech jsme odpověděli na třetí výzkumnou otázku a zjistili jsme, že odezva na extenzorech se vzájemně statisticky významně lišila. Pouze extenzory v neutrální pozici zápěstí s jeho extenzí se statisticky významně nelišily, viz Tab. 7. Odezva na flexorech se v jednotlivých polohách statisticky významně neliší, největší podobnost vykazují flexory v neutrální pozici zápěstí s jeho extenzí, viz Tab. 7.

Čtvrtá výzkumná otázka se zabývá korelací jednotlivých EMG signálů ze svalů na ventrální a dorzální straně zápěstí při maximální volní kontrakci v rámci jednotlivých anatomických pozic zápěstí. Spearmanův korelační koeficient je statisticky významný ve všech zkoumaných závislostech (viz Tab. 9) a prokazuje tak existenci funkčního vztahu mezi maximálními silami ve vybraných anatomických pozicích zápěstí. Stejně tomu je i u EMG odezvy na svalectech předloktí při jejím vyvíjení.

I přes závěry druhé a třetí výzkumné otázky zabývající se odlišností F_{\max} a odezvy EMG v rámci jednotlivých anatomických pozic zápěstí, jsme dospěli k závěru, že poloha zápěstí probanda nebude mít tak významný vliv na odezvu EMG signálu při stisku dynamometru a maximální volní sílu, viz Tab. 3. V rámci skupinového šetření jsme podpořili tento předpoklad, neboť vnitroskupinový rozptyl flexorů a extenzorů ruky probandů tvořil většinový podíl celkového rozptylu, viz Tab. 8. Z toho usuzujeme, že variabilita odezvy svalů je vyvolána spíše způsobem nalepení elektrod a jejich umístěním nebo velkými rozdíly mezi jednotlivými probandy.

4 Diskuze

Hlavním cílem této práce bylo nalézt a zhodnotit možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce. První dílčí úkol byl zaměřený na shrnutí legislativních opatření pro stanovení lokální svalové zátěže. Zde se objevil problém v absenci jasného metodického nařízení, kterým by se řídily všechny autorizované laboratoře zabývající se stanovením a hodnocením lokální svalové zátěže. Vystává tak otázka, zda bez takového návodu dojdou jednotlivé laboratoře v konkrétních případech ke stejným výsledkům či nikoliv.

V souvislosti s druhým dílčím úkolem jsme zjistili, že existuje více metod stanovení lokální svalové zátěže, ale jako jedinou objektivní jsme shledali integrovanou elektromyografii. Na základě provedeného pilotního šetření jsme ovšem vyzkoumali, že reliabilita měření EMG Holterem je nízká.

Třetím cílem bylo zjistit vztah mezi vynakládanou svalovou silou a její reakcí v podobě svalového napětí naměřeného EMG Holterem. Shledali jsme, že tento vztah lze popsat rostoucím lineárním trendem, což potvrzuje i D. Merletti, A. Botter a D. Barone v Surface electromyography (Merletti a Farina eds., 2016), kteří uvádějí, že vztah mezi silou stisku ruky a EMG signálem ze svalů ruky je lineární. Zjištění, že F_{max} se v jednotlivých pozicích zápěstí statisticky liší a v neutrální pozici zápěstí je nejvyšší, odpovídá předpokladu, že při námi zvolené flexi a extenzi zápěstí se aktivuje ochranný mechanismus svalu a jeho síla klesá (Holubářová a Pavlů, 2011). V neutrální pozici zápěstí se tento mechanismus neuplatní a síla v této pozici je tím pádem větší.

Abychom splnili 4. dílčí cíl, zaměřili jsme se na nařízení vlády č. 361 z roku 2007 Sb., ve znění pozdějších předpisů (Česko, 2007), které označuje dynamické síly nad 70 % F_{max} jako nepřípustné. Vzhledem k tomu, že jsme pilotním šetřením ověřili linearitu vztahu síly a odezvy EMG signálu, stanovili jsme ve skupinovém šetření pouze maximální volní svalovou sílu. Následně jsme v datech ze skupinové studie hledali percentil, který by byl pod hodnotou 70 % hodnoty mediánu. Tím simulujeme situaci, kdy je lokální svalová zátěž hodnocena na průměrném jedinci, jehož síla stisku ruky a odezva EMG signálu má stejnou hodnotu jako je medián námi měřeného souboru. K výsledkům můžeme říct, že v případě, že by naše skupina probandů byla reprezentativním zastoupením celé populace, pak by ve většině případů více než 5 % populace, u flexorů ruky v neutrální pozici zápěstí dokonce více než 30 % populace,

mělo vyšší maximální hodnoty jednotlivých ukazatelů než je hodnota 70 % mediánu. V praxi to pak znamená, že by této skupině hrozila nemoc z povolání způsobená vysokou lokální svalovou zátěží, byť by s výkonem práce toto riziko na základě stanovení lokální svalové zátěže na průměrném jedinci spojeno nebylo. Z tohoto důvodu bychom měli zvážit, zda snaha vybrat pracovníka co nejbližší střední výšce a hmotnosti populace je ten nejlepší postup k ochraně zdraví všech pracovníků. Kdyby se nám podařilo vybrat pracovníka reprezentujícího 10. percentil populace, pak bychom mohli říct, že práce, která u tohoto pracovníka nepřesahuje stanovené limity, nepřesahuje limity ani u 90 % populace. Mít možnost takového závěru by bylo jistě hodnotnější, než konstatování, že limity nepřekračuje průměrný pracovník a tedy 50 % populace.

Z anatomického hlediska můžeme na Obr. 6 v Příloze E vidět, že karpálním tunelem společně s n. medianus procházejí šlachy m. flexor digitorum superficialis et profundus. V případě jejich zánětu či jiného poškození provázeného s jejich zbytněním, dochází k útlaku nervu a vzniku syndromu karpálního tunelu. Vrátime-li se do kapitoly 2.2, dočteme se, že tyto svaly (m. digitorum superficialis et profundus) provádějí flexi prstů. Můžeme se tedy domnívat, že přetěžování právě těchto svalů vede k útlaku nervu a následné neuropatii. Z jejich uložení na předloktí, které je názorně zobrazeno v Příloze E na Obr. 3-4, a znalostí principu povrchové integrální elektromyografie můžeme usuzovat, že snímání signálu z m. flexor digitorum profundus nebude vůbec jednoduché. Povrchová elektroda nasnímá nejsilněji signál, který vychází z vrstev svalů blíže povrchu, signál z m. flexor digitorum profundus může být přehlušen signály z menší vzdálenosti a v záznamu nemusí být vůbec patrný (Merletti a Farina eds., 2016). Navíc krom šlachy m. flexor digitorum superficialis nejsou m. flexor carpi radialis et ulnaris a m. palmaris longus a jejich šlachy v tak blízké interakci s n. medianus v karpálním tunelu a z hlediska prevence vzniku syndromu karpálního tunelu pro nás nejsou tak významné. Snímání signálu z m. flexor digitorum superficialis nebude tak náročné, ale i tak jsou nad ním uloženy m. flexor carpi radialis a m. palmaris longus, jejichž signál se bude významně podílet na výsledném naměřeném signálu.

5 Návrh doporučení pro praxi

Na základě skutečností zjištěných v bakalářské práci bychom doporučili sestavení závazné metodiky stanovení lokální svalové zátěže pro všechny autorizované laboratoře. Tím by se eliminovaly odchylky ve výsledcích jednotlivých laboratoří a nabyly by tak větší validity. Toto navrhuje hned z několika důvodů, kterým je například fakt, že z výsledků výzkumné části této práce vyplývá, že významný vliv na naměřená data má lokalizace elektrod.

Další aspekt vidíme ve stanovení směny vhodné k měření. Velké množství výrobních podniků má sezónní výkyvy, vyrábí více druhů výrobků, jejichž zastoupení není v každé směně stejné, ne každá směna splní plán výroby třeba kvůli technickým problémům a obvykle není do směny započítána např. odstavka vynucená technologií výrobního procesu. Z těchto důvodů by mohlo být vhodnější vycházet z historie výroby za určitou dobu (např. poslední 3 měsíce), ze které by se určila průměrná směna, ke které by se stanovení lokální svalové zátěže vztahovalo.

Dalším hlediskem je skutečnost, že následná interpretace výsledků se odvíjí od stanovení F_{\max} , tudíž by se na její správné určení při stanovení lokální svalové zátěže měl klást velký důraz. Dle našeho názoru by se měla maximální volní svalová síla stanovovat v pozici, kterou pracovník zaujímá po většinu času práce. V případě, že nepřevládá jedna poloha, pak by bylo vhodné F_{\max} stanovit ve více polohách a za celkovou F_{\max} brát nejvyšší dosaženou hodnotu.

6 Závěr

V této bakalářské práci jsme provedli rozbor problematiky lokální svalové zátěže a integrované elektromyografie. Stručně jsme uvedli anatomii ruky a předloktí a fyziologii svalové práce. Poznatky z těchto oborů jsme shrnuli v rámci kineziologie úchopu. Okrajově jsme zpracovali i problematiku syndromu karpálního tunelu. Dále jsme se zaměřili na legislativní úpravu lokální svalové zátěže, její hygienické limity a podmínky pro zařazení práce do kategorií. Seznámili jsme se s některými metodami stanovení lokální svalové zátěže, z nichž jsme se dále věnovali integrované elektromyografii, který byla hlavním tématem výzkumné části této práce.

V rámci výzkumné části této práce jsme popsali chod EMG Holteru a zabývali se validitou stanovení lokální svalové zátěže za pomoci integrované elektromyografie a dynamometrie. Výsledkem výzkumného šetření je, že v rámci jednoho subjektu se nám podařilo potvrdit rostoucí lineární vztah mezi vyvíjenou silou flexorů prstů ruky a odezvou EMG Holteru. Zároveň se projevila nízká reliabilita tohoto měření, neboť při opakování stejného postupu získáváme lineární trend s odlišnými parametry. V rámci výzkumného šetření jsme zjistili, že variabilita odezvy EMG Holteru na flexorech a extenzorech ruky je způsobena ve větší míře rozdíly mezi jednotlivými probandy či opakováním měření než samotnou polohou zápěstí probanda. Cíle práce jsme tím splnili, avšak aby bylo možné výše uvedené závěry hodnotit jako zcela objektivní, muselo by šetření být uskutečněno opakovaně na větším statistickém vzorku populace.

Seznam použité literatury

ANDĚL, Jiří. 2011. *Základy matematické statistiky*. 3. vyd. Praha: Matfyzpress. ISBN 978-80-7378-162-0.

BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. V Praze: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.

BURES, M., T. GORNER a B. SEDIVA. 2015. Hand anthropometry of Czech population. In: *2015 IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management*. Singapore: IEEE, s. 1077-1082. DOI 10.1109/IEEM.2015.7385814. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7385814/>

ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. 2002. Autorizace podle zákona č. 258/2000 Sb. In: *Věstník MZČR*. Částka 4, s. 4. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/Legislativa/Soubor.ashx?souborID=9245&typ=application/zip&nanaz=V%C4%9Bstn%C3%ADk%207-2002.zip>

ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. 2003. Podmínky pro udělení autorizace. In: *Věstník MZČR*. Částka 6, s. 35-40. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/Legislativa/Soubor.ashx?souborID=9317&typ=application/zip&nanaz=V%C4%9Bstn%C3%ADk%206-2003.zip>

ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. 2003. Vyhláška č. 432 ze dne 15. 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*. Částka 142, s. 7210-7232. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: http://www.guard7.cz/files/pdf/v_03-432.pdf

ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. 2012. Vyhláška č. 104 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. Částka 40, s. 1754-1758. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=z&id=24073>

ČESKO. VLÁDA. 1995. Nařízení vlády č. 290 ze dne 15. prosince 1995, kterým se stanoví seznam nemocí z povolání. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 76, s. 3968-3978. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=2887>

ČESKO. VLÁDA. 2000. Zákon ze dne 14. Července 2000 o ochraně veřejného zdraví a o změně některých souvisejících zákonů. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 74, s. 3622-3662. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=3462>

ČESKO. VLÁDA. 2007. Nařízení vlády č. 361 ze dne 12. prosince 2007, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 111, s. 5086-5236. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: http://www.guard7.cz/files/pdf/nv_07-361.pdf

ČESKO. VLÁDA. 2010. Nařízení vlády, kterým se mění nařízení vlády č. 361/2007 Sb., kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 25, s. 842-861. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=5666>

ČIHÁK, Radomír. 2001. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 80-7169-970-5.

DOUBRAVA, Jiří. 2019. *Popis zařízení EMG Holter* [elektronická komunikace]. Message to: Jana VÁCLAVÍKOVÁ. 25. března 2019 [cit. 2019-04-09]. Osobní komunikace.

DUNCAN, Scott F.M. a Ryosuke KAKINOKI eds. 2017. *Carpal Tunnel Syndrome and Related Median Neuropathies: Challenges and Complications*. Cham: Springer International Publishing AG. DOI 10.1007/978-3-319-57010-5.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2007. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

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.

FENCELOVÁ, Zdenka et al. 2018. *Nemoci z povolání v České republice 2017*. Praha: Státní zdravotní ústav. ISSN 1804-5960. Dostupné také z: http://www.szu.cz/uploads/NZP/Hlaseni_NzP_2017.pdf

FENCELOVÁ, Zdenka et al. 2019. *Nemoci z povolání v České republice 2018*. Praha: Státní zdravotní ústav. ISSN 1804-5960. Dostupné také z: http://www.szu.cz/uploads/NRNP/aktual_Hlaseni_NzP_2018.pdf

GETA CENTRUM S. R. O. 2013. *EMG Holter: Část I. Uživatelský manuál*. Praha.

HAVLÍK, Jan. 2010. Elektromyografie. HAVLÍK, Jan. [online]. [cit. 2018-12-16]. Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x311et/Lectures/07_Elektromyografie.pdf

HENDL, Jan. 2012. *Přehled statistických metod zpracování dat: Analýza a metaanalýza dat*. 4. vyd. Praha: Portál. ISBN 978-80-262-0200-4.

HLÁVKOVÁ, Jana a Alena VALEČKOVÁ. 2007. Ergonomické checklisty a nové metody práce při hodnocení ergonomických rizik. KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ SZÚ. SZÚ [online]. Praha: Státní zdravotní ústav, [cit. 2018-12-15]. ISBN 978-80-7071-289-4. Dostupné také z: http://www.szu.cz/uploads/documents/cpl/pracovni_prostredi/Ergonomicke_checklisty_unor2008.pdf

HOLUBÁŘOVÁ Jiřina a Dagmar PAVLŮ. 2011. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (1. část)*. 2. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-1941-5.

CHUNDELA, Lubor. 2015. *Ergonomie*. Praha: ČVÚT. ISBN: 978-80-01-05173-3.

Informace o nezaměstnanosti v České republice k 31. 3. 2019. 2019 KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ MPSV. MPSV [online]. MPSV, [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: <http://portal.mpsv.cz/sz/stat/nz/mes>

KADAŇKA, Z., J. DUFEK a J. HROMADA. 2017. *Standard elektrofyziologického 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>

KOHN, S., R. R. SMART a J. M. JAKOBI. 2018. Voluntary activation and twitch potentiation of the elbow flexors across supinated, neutral, and pronated forearm orientations. *Physiological Reports*. **6**(1). DOI 10.14814/phy2.13560. Dostupné také z: <https://physoc.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.14814/phy2.11356>

KOS, Jaroslav. 2014. *Přehled topografické anatomie*. 2. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2324-5.

KOTOUČEK, M., SKOPALOVÁ J. a P. ADAMOVSÝ. Příklady z analytické chemie. *Katedra analytické chemie – UP v Olomouci* [online]. Olomouc: Katedra analytické chemie, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého. [cit. 2019-03-22]. Dostupné z: <http://ach.upol.cz/ucebnice/index.html>

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.

MINKS, Eduard et al. 2014. *Profesionální syndrom karpálního tunelu*. Neurologie pro praxi. **15**(5), s. 234-239. ISSN 1213-1814. Dostupné také z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/archiv.php>

NAEL Michel et al. 2008. *EQUID Design Process Guidelines: Requirements for ergonomic quality management in the design process for products and services*. IAE Press. ISBN 978-0-9976041-0-8. Dostupné také z: <https://www.iea.cc/project/EQUID.pdf>

PALACKÝ, Vít. 2013. *Unilaterální funkční asymetrie svalů předloktí u sportovních lezců*. Praha. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Sporty v přírodě. Dostupné také z: https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/61287/DPTX_2011_1_11510_0_340981_0_120236.pdf?sequence=1&isAllowed=y

PLATZER, Werner. 1996. *Atlas topografické anatomie*. Praha: Grada. ISBN 80-7169-214-X.

ROKYTA, Richard et al. 2000. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV. ISBN 80-85866-45-5.

ROZMAN, Jiří et al., 2006. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia. ISBN 80-200-1308-3.

STANTON, N., M. YOUNG a C. HARVEY. 2014. *Guide to Methodology in Ergonomics*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press. ISBN 978-14-6659-186-8. Dostupné také z: <https://www.taylorfrancis.com/books/9781466591868>

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.

Seznam příloh

Příloha A Členění rizikových faktorů

Příloha B Podmínky pro zařazení práce do druhé a třetí kategorie

Příloha C Kostra ruky

Příloha D Klouby ruky

Příloha E Řezy předloktím a zápěstím

Příloha F Checklisty pro identifikaci rizik souvisejících s lokální svalovou zátěží

Příloha G Zpracování záznamu z měření

Příloha H Schéma analogové a digitální části EMG Holteru

Příloha I Shapirův-Wilkův test rozdělení dat skupinového výzkumného šetření

Příloha J Protokol k provádění výzkumu

Příloha A Členění rizikových faktorů

„Rizikové faktory vznikající v důsledku nepříznivých mikroklimatických podmínek se člení na zátěž teplem a zátěž chladem; chemické faktory se člení na chemické faktory obecně, olovo, prach, chemické karcinogeny, mutageny, látky toxické pro reprodukci, azbest a pracovní procesy s rizikem chemické karcinogenity; biologické činitele se člení na skupiny; fyzická zátěž se člení na celkovou fyzickou zátěž, lokální svalovou zátěž, pracovní polohy a ruční manipulaci s břemeny.“ (Česko, 2007, s. 5087).

Příloha B Podmínky pro zařazení práce do druhé a třetí kategorie

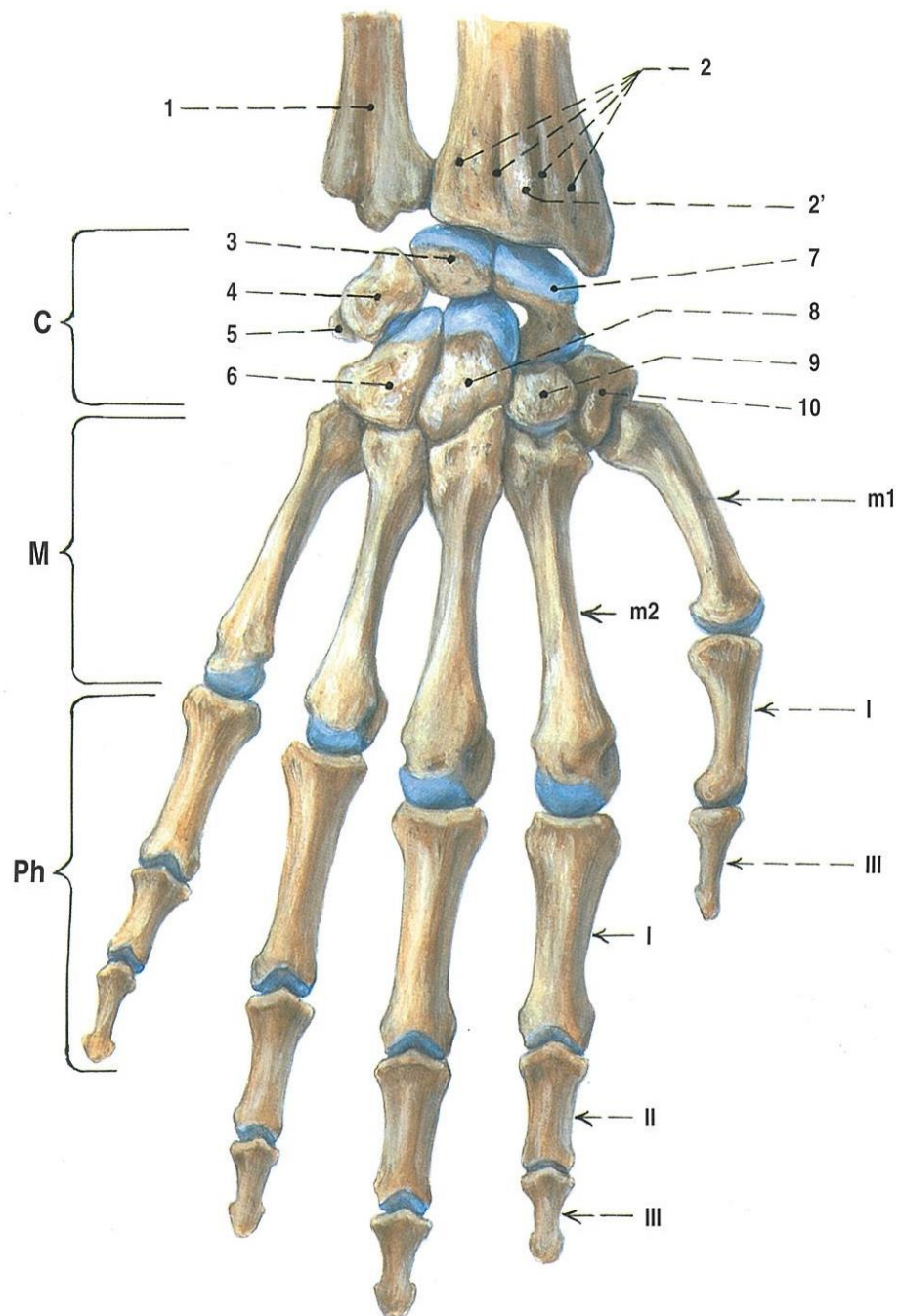
Podmínky pro zařazení do **druhé kategorie** (Česko, 2003):

- Průměrná síla v rozmezí 15 a 30 % F_{max}
- Krátkodobě a občasné síly 55 až 70 % F_{max} (max. 600x za průměrnou 8h směnu)
- Občasné síla nad 70 % F_{max} (nesmějí být pravidelnou součástí práce)
- Počet pohybů nepřekračuje hygienický limit, ale dosahuje více než $\frac{2}{3}$ limitu
- Počet pohybů drobných svalů ruky o síle 3 % F_{max} se blíží hygienickému limitu, ale nepřekračuje 40.000 pohybů za průměrnou směnu
- Počet pohybů drobných svalů ruky o síle 6 % F_{max} se blíží hygienickému limitu, ale nepřekračuje 32.000 pohybů za průměrnou směnu
- Průměrná statická síla se pohybuje mezi 6 a 10 % F_{max}
- Občasné statické úkony za užití síly nad 45 % F_{max} , které nejsou pravidelnou pracovní náplní

Podmínky pro zařazení do **třetí kategorie** (Česko, 2003):

- Průměrná síla překračuje 30 % F_{max}
- Pravidelné užívání síl v rozmezí 55 až 70 % F_{max} (více než 600x za průměrnou 8h směnu)
- Síly nad 70 % F_{max} , které se pravidelně vyskytují v pracovní činnosti
- Počet pohybů překračuje hygienický limit
- Počet pohybů drobných svalů ruky o síle 3 % F_{max} překračuje 40 000 pohybů za průměrnou směnu
- Počet pohybů drobných svalů ruky o síle 6 % F_{max} překračuje 32 000 pohybů za průměrnou směnu
- Průměrná statická síla přesahuje 10 % F_{max}
- Pravidelně se vyskytující statické úkony za užití síly nad 45 % F_{max}

Příloha C Kostra ruky



Obr. 255. KOSTI RUKY; pravá strana; pohled na hřbetní stranu

C carpus – ossa carpi

M metacarpus – ossa metacarpi

Ph ossa digitorum – phalanges

1 ulna

2 hřbetní strana distálního konce radia s otisky šlach extensorů
(srov. obr. 249 B)

2' tuberculum dorsale

3 os lunatum

4 os triquetrum

5 os pisiforme

6 os hamatum

7 os scaphoideum

8 os capitatum

9 os trapezoideum

10 os trapezium

m1 os metacarpi primum (pollicis)

m2 os metacarpi secundum

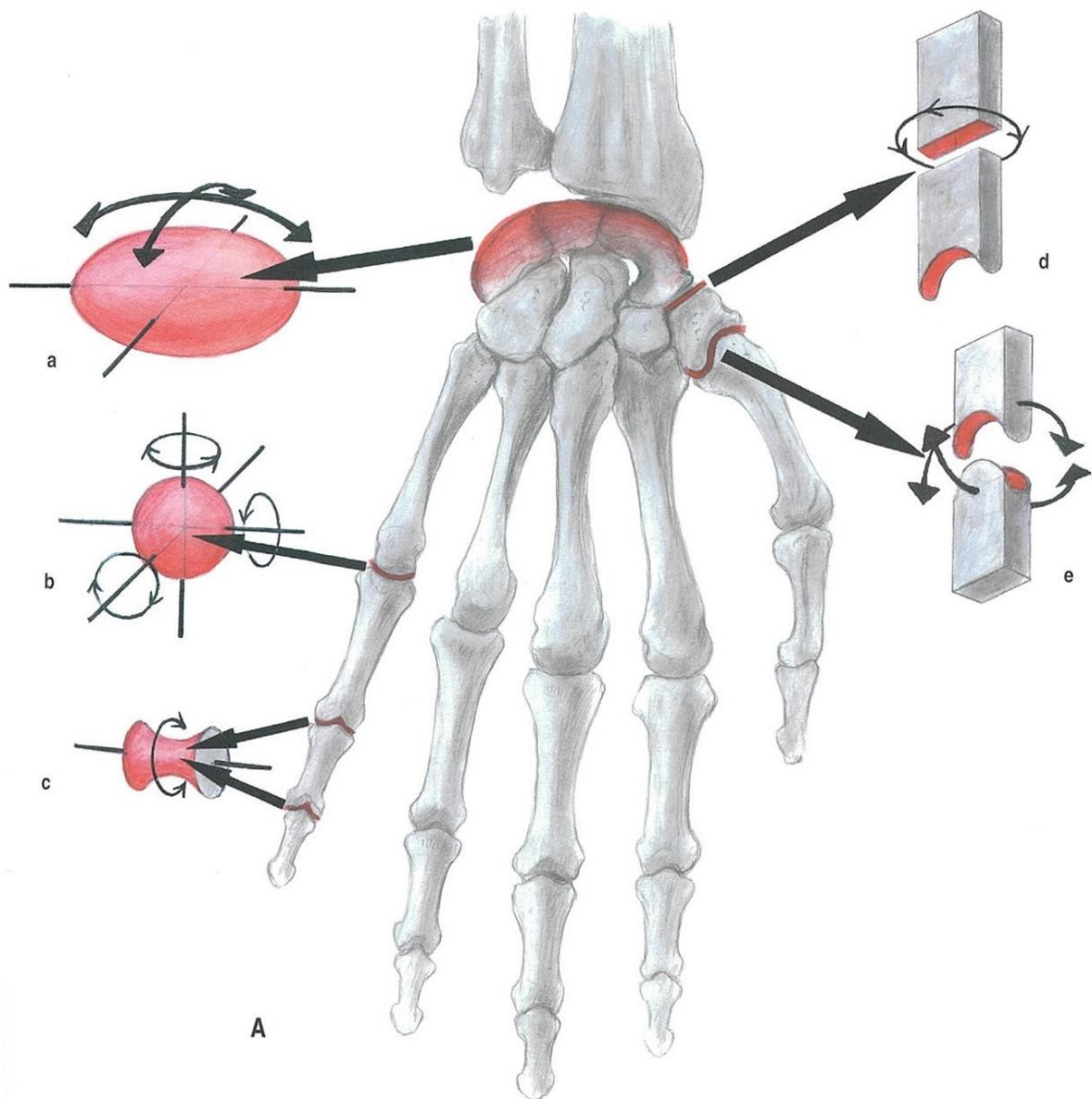
I phalanx proximalis

II phalanx media

III phalanx distalis

Obr. 1 Kostra ruky (Čihák, 2001)

Příloha D Klouby ruky



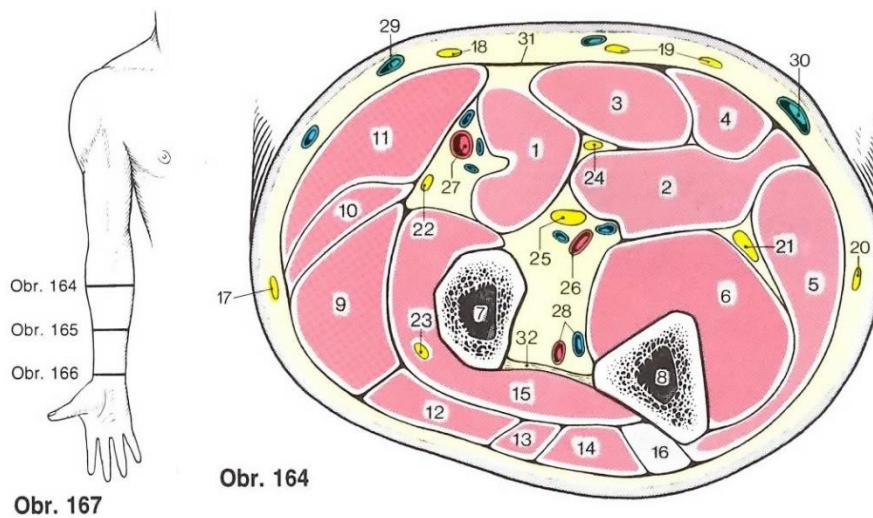
▲► Obr. 271. POHYBOVÉ MOŽNOSTI KLOUBŮ RUKY

A geometrické typy kloubů v jednotlivých úsecích a možnosti jejich pohybů
 B dukce a cirkumdukce v zápěstí
 a soubor radiokarpálních, mediokarpálních a karpometakarpálních skloubení

b metakarpofalangové klouby
 c interfalangové klouby
 d mediokarpální skloubení mezi os scaphoideum a os trapezium (viz oposice palce, str. 246 a 248)
 e articulatio carpometacarpalis pollicis

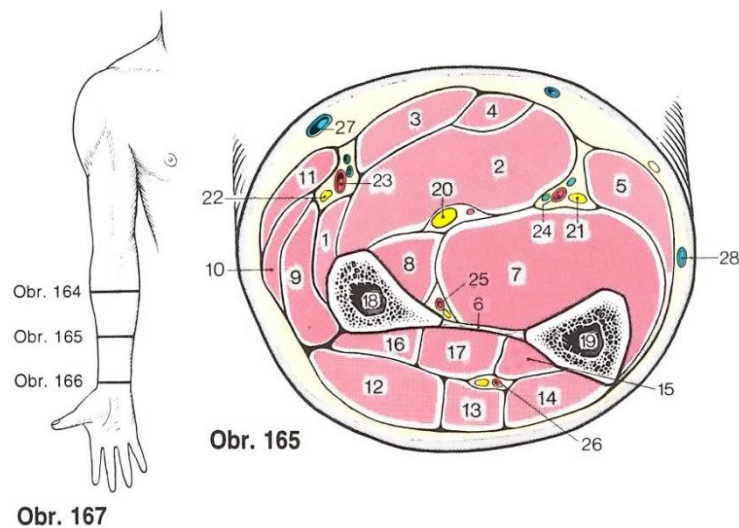
Obr. 2 Klouby ruky (Čihák 2001)

Příloha E Řezy předloktím a zápěstím



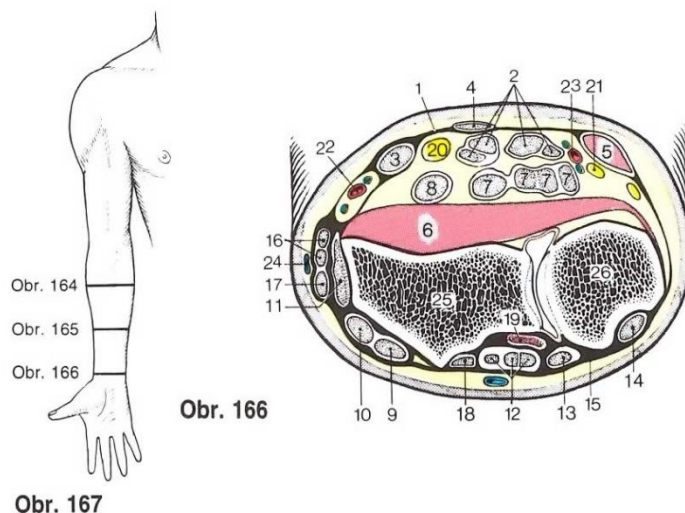
Obr. 3 Řezy paží (Platzer, 1996)

1 m. pronator teres, 2 m. flexor digitorum superficialis, 3 m. flexor carpi radialis, 4 m. palmaris longus, 5 m. flexor carpi ulnaris, 6 m. flexor digitorum profundus, 7 radius, 8 ulna, 9-10 m. extenzor carpi radialis brevis et longus, 11 m. brachioradialis, 12 m. extenzor digitorum, 13 m. extenzor digiti minimi, 14 m. extenzor carpi ulnaris, 15 m. supinator, 16 m. anconaeus, 17-24 nervy předloktí a ruky, 25 n. medianus, 26-30 cévní zásobení předloktí a ruky, 31 fascia antebrachii, 32 membrana interossea



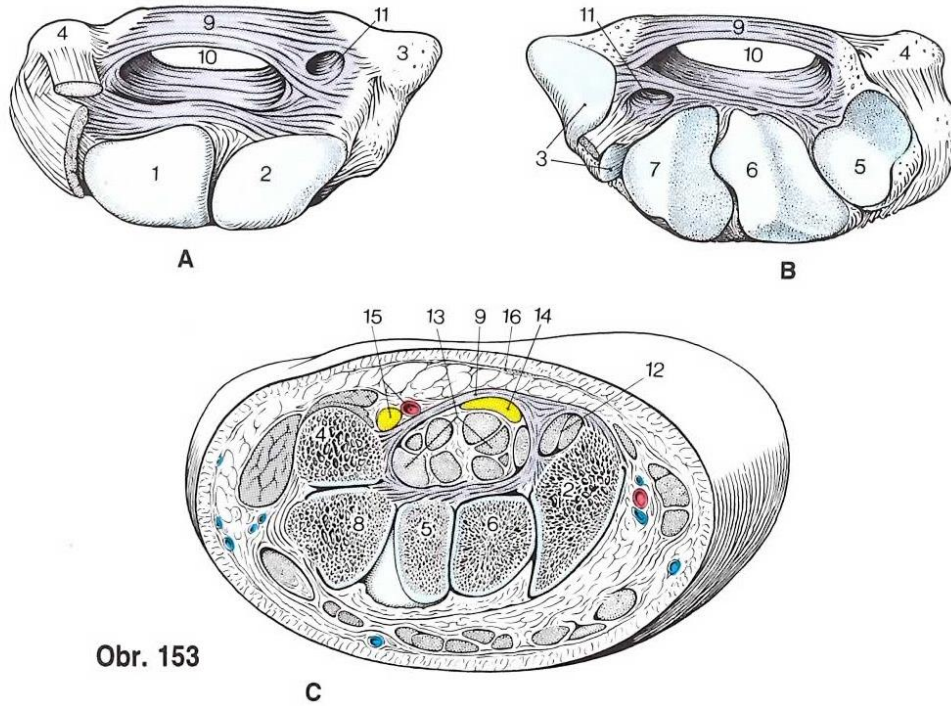
Obr. 4 Řezy paží (Platzer, 1996)

1 m. pronator teres, 2 m. flexor digitorum superficialis, 3 m. flexor carpi radialis, 4 m. palmaris longus, 5 m. flexor carpi ulnaris, 6 membrana interossea, 7 m. flexor digitorum profundus, 8 m. flexor pollicis longus, 9-10 m. extenzor carpi radialis brevis et longus, 11 m. brachioradialis, 12 m. extenzor digitorum, 13 m. extenzor digiti minimi, 14 m. extenzor carpi ulnaris, 15 m. extenzor pollicis longus s m. extenzor indicis, 16-17 m. abduktor pollicis longus et brevis, 18 radius, 19 ulna, 20 n. medianus, 21-22 n. ulnaris et radialis, 23-28 cévní zásobení předloktí a ruky



Obr. 5 Řezy paží (Platzer, 1996)

1 fascia antebrachii, 2 šlacha m. flexor digitorum superficialis, 3 šlacha m. flexor carpi radialis, 4 šlacha m. palmaris longus, 5 m. flexor carpi ulnaris, 6 m. pronator quadratus, 7 šlacha m. flexor digitorum profundus, 8 šlacha m. flexor pollicis longus, 9-10 šlacha m. extenzor carpi radialis brevis et longus, 11 šlacha m. brachioradialis, 12 šlacha m. extenzor digitorum, 13 šlacha m. extenzor digiti minimi, 14 šlacha m. extenzor carpi ulnaris, 15 retinaculum extensorum, 16 šlacha m. abduktor pollicis longus, 17-18 šlacha m. extenzor pollicis brevis et longus, 19 m. extenzor indicis, 20 n. medianus, 21 n. ulnaris, 22-24 cévní zásobení předloktí a ruky, 25 radius, 26 ulna



Obr. 153

C

Obr. 6 Řez karpálním tunelem (Platzer, 1996)

1-8 kosti zápěstí, 9 retinaculum flexorum, 10 canalis carpi, ulnární oddíl, 11 canalis carpi, radiální oddíl, 12 šlacha 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

3.1.3 Checklist pro identifikaci rizik souvisejících s lokální svalovou zátěží

Použití checklistu

Pravděpodobné faktory vzniku lokální svalové zátěže jsou uvedeny v těchto třech sekcích: „Typ práce“, „Pracovní polohy a pohyby“ a „Charakteristika pracovního prostoru a předměty, s kterými se manipuluje“. Faktory označené jako „ano“ by měly být předmětem dalšího hodnocení.

Checklist

Sekce 1: Rozložení práce

- | | | |
|---|-----|----|
| • Dlouhá pracovní doba | ano | ne |
| • Častá a dlouhodobá přesčasová práce | ano | ne |
| • Dlouhý efektivní pracovní čas | ano | ne |
| • Nedostatek dnů volna | ano | ne |
| • Nerovnoměrné rozložení práce ve dnech, týdnech, měsících a roku | ano | ne |
| • Nestejnoměrné rozložení práce mezi pracovníky | ano | ne |

Sekce 2: Typ práce

Vyskytují se v práci některé z těchto skutečností?

- | | | |
|--|-----|----|
| • Zvedání a nošení těžkých předmětů | ano | ne |
| • Práce vyžadující velkou fyzickou sílu | ano | ne |
| • Opakující se monotónní práce | ano | ne |
| • Práce vyžadující četné pohyby prstů nebo rukou | ano | ne |
| • Práce s vibrujícími nástroji | ano | ne |
| • Trvalá práce s klávesnicí nebo jiným zařízením na vkládání dat | ano | ne |
| • Přesná práce nebo práce spojené s vysokou psychickou zátěží | ano | ne |

Sekce 3: Pracovní polohy a pohyby

Vyskytují se v práci následující pracovní polohy a pohyby?

- | | | |
|---|-----|----|
| • Nevhodné pracovní polohy a pozice | ano | ne |
| • Nepřetržité nebo velmi četné změny v postavení kloubů | ano | ne |
| • Dlouhotrvající vnucené pracovní polohy | ano | ne |
| • Dlouhotrvající chůze nebo chůze na dlouhé vzdálenosti | ano | ne |
| • Časté stoupání po schodech | ano | ne |

Sekce 4: Charakteristika pracovního místa a manipulovaných předmětů

Souvisí pracovní místo a používané předměty s následujícími situacemi?

- | | | |
|--|-----|----|
| • Pracovní místo je tak nedostatečné, že pracovníci jsou nuceni zaujímat nepříjemné polohy anebo je jejich pohyb omezen. | ano | ne |
| • Uspořádání pracovního místa nebo manipulovaných předmětů je nevhodné, pracovníci jsou nuceni provádět nadměrné pohyby a zaujímat nepříjemné pracovní polohy. | ano | ne |
| • Rozměry pracovního místa jsou nedostatečné pro provádění práce. | ano | ne |
| • Manipulované předměty jsou umístěny nad rameny nebo pod kolena. | ano | ne |
| • Práce je prováděna ve stále stejné (statické) pracovní poloze. | ano | ne |

SZÚ - Národní referenční pracoviště pro fyziologii a psychofyziologii práce

- Manipulované předměty jsou těžké nebo manipulace vyžaduje značnou sílu. ano ne
- Manipulovaný předmět se obtížně drží nebo je kluzký. ano ne
- Chladné pracovní prostředí nebo manipulované předměty. ano ne

Sekce 5: Prostory

Jsou pro prostor charakteristická některá tvrzení?

- Povrch podlahy je kluzký nebo nestejněměrný. ano ne
- Pracovní prostředí je hlučné nebo jsou na pracovišti zdroje hluku. ano ne
- Pracovníci jsou exponováni celotělovým vibracím nebo vibracím přenášeným na ruce. ano ne

Příloha G Zpracování záznamu z měření

The screenshot shows the 'Pracovní snímek' (Work Record) window. It features a menu bar with 'Snímek', 'Max Min', 'Fmax', 'Rozložení sil', 'Sestava', and 'Special'. Below the menu is a toolbar with various icons. A checkbox 'Vynechané úseky nezahrnovat do výpočtu' is checked. Below this is a table with columns 'Vynechané úseky', '1', '2', and '3'. The table contains time intervals for three segments. Below the table are input fields for 'Časové údaje pracovního úseku' (Start, End, Duration) and 'Popis pracovní operace' (Code: 'Vynechané', Name: 'úseky'). At the bottom, there are fields for 'Časové vymezení směry' (Start: 12:16:07, End: 12:53:23, Duration: 00:37:16) and 'Časové údaje měření' (Start: 12:16:07, End: 12:53:23). Buttons for 'Maximal', 'Pr. snímek', 'Sestavy', and 'Výpočty' are also visible.

Vynechané úseky	1	2	3
	00.07.50	00.14.41	00.22.31
	12:30:27 - 12:32:38	12:32:38 - 12:40:05	12:30:27 - 12:52:58
	12:40:05 - 12:41:21	12:41:21 - 12:43:41	
	12:43:41 - 12:45:12	12:45:12 - 12:47:30	
	12:47:30 - 12:49:03	12:49:03 - 12:51:39	
	12:51:39 - 12:52:58		

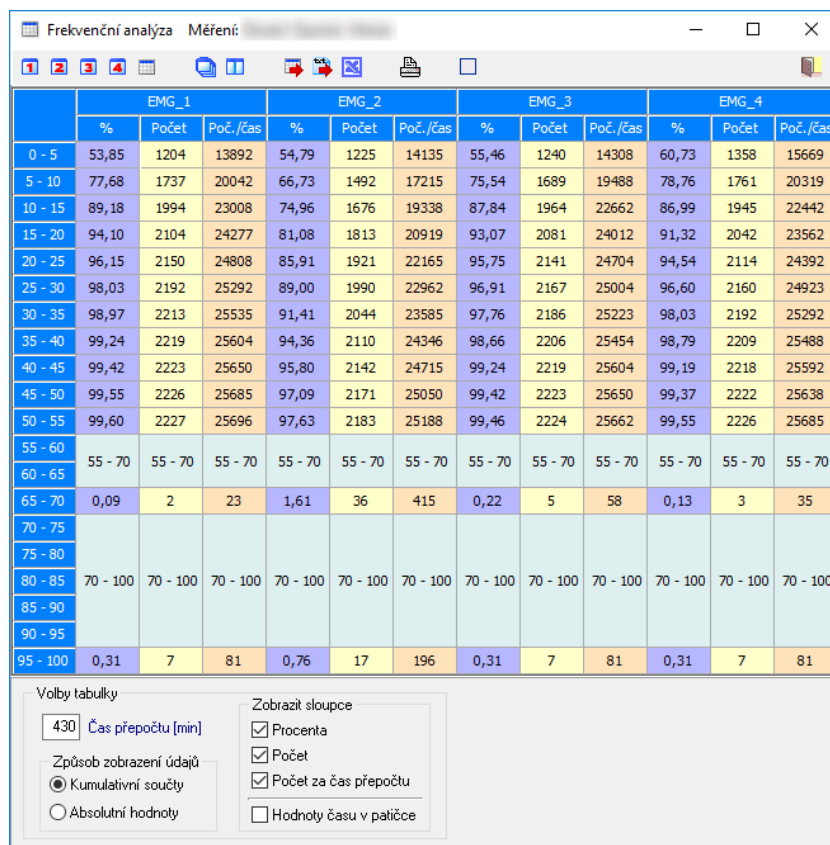
Obr. 9 Pracovní snímek – materiál poskytnutý firmou PREMEDIS s. r. o.

V pracovním snímku nastavíme začátek a konec měřeného snímku ke zhodnocení a další časové úseky jsou rozděleny dle potřeby hodnocení. Např. u pracovní pozice s řízenou rotací rozdělíme jednotlivé úseky měření podle pracovního stanoviště či typu výrobku.

The screenshot shows the 'Volby maximálních hodnot' (Maximum Value Selection) window. It has a menu bar with 'Min Max' and 'Uložit'. The window title is 'SMĚNA: 12:16:07 - 12:53:23'. There are four sections for EMG channels (EMG_1 to EMG_4). Each section contains input fields for 'Od' and 'Do' times, and a list of radio buttons representing different measurement points with their corresponding values and percentages. Below each list are 'Maximal' and 'Minimal' value selection fields with associated time inputs. Buttons for 'Konec' and 'Uložit' are also present.

Obr. 10 Volba maximálních a minimálních hodnot záznamu – materiál poskytnutý firmou PREMEDIS s. r. o.

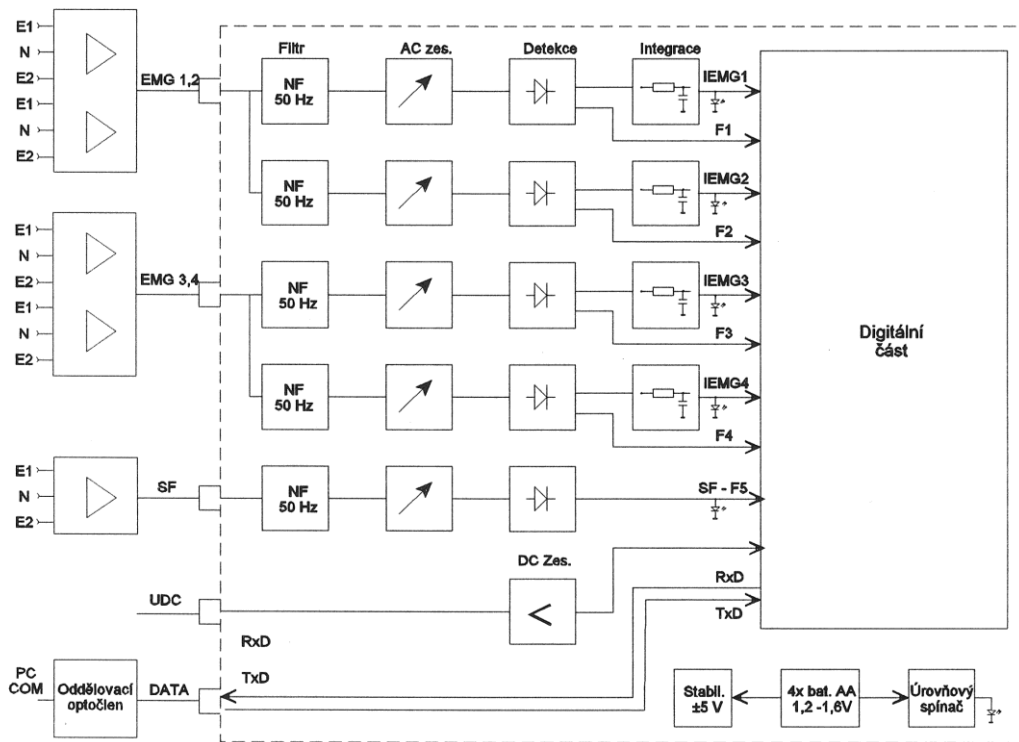
Automaticky se vyhledají 3 nejvyšší a 3 nejnižší hodnoty záznamu i s časem jejich pořízení. Maximum vybereme s ohledem na to, kdy byl začátek měření, na kterém jsme stanovovali F_{max} , stanovení minima není nijak časově vázáno.



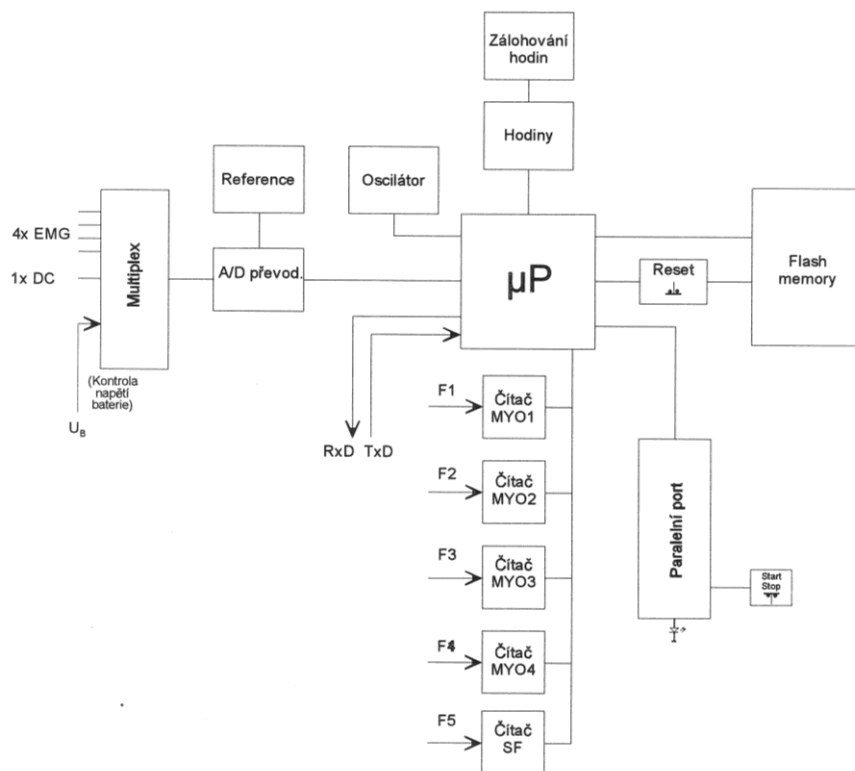
Obr. 11 Frekvenční analýza pracovního snímku – materiál poskytnutý firmou
PREMEDIS s. r. o.

V každém kanálu (EMG_1 až EMG_4) můžeme vidět frekvenční rozdělení vynakládaných sil vztahených k F_{max} přepočtených na dobu v zátěži. V našem případě jsou za směnu vynakládány jak síly 55 – 70 % F_{max} , tak i síly větší než 70 % F_{max} .

Příloha H Schéma analogové a digitální části EMG Holteru



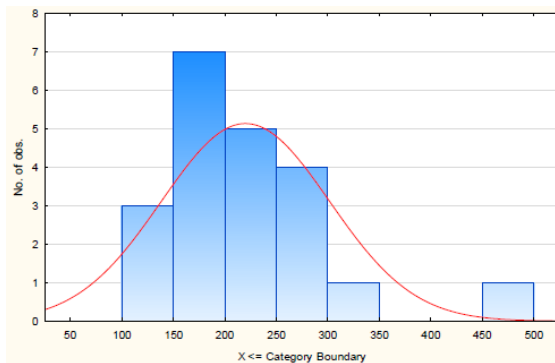
Obr. 17 Blokové schéma analogové části EMG Holteru (Doubrava, 2019)



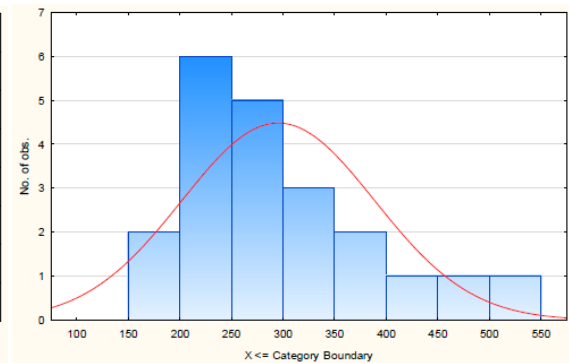
Obr. 18 Blokové schéma digitální části EMG Holteru (Doubrava, 2019)

Příloha I Shapirův-Wilkův test rozdělení dat skupinového výzkumného šetření

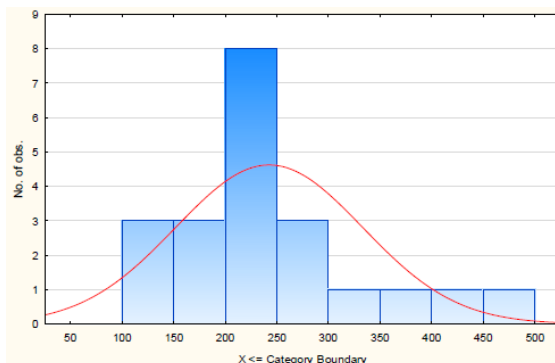
Napětí na extenzorech ruky v neutrální pozici zápěstí – Graf 4, napětí na extenzorech ruky ve flexi zápěstí – Graf 5, napětí na extenzorech ruky v extenzi zápěstí – Graf 6, napětí na flexorech ruky v neutrální pozici zápěstí – Graf 7, napětí na flexorech ruky při flexi zápěstí – Graf 8, napětí na flexorech ruky při extenzi zápěstí – Graf 9, maximální síla v neutrální pozici zápěstí – Graf 10, maximální síla ve flexi zápěstí – Graf 11 a maximální síla v extenzi zápěstí – Graf 12.



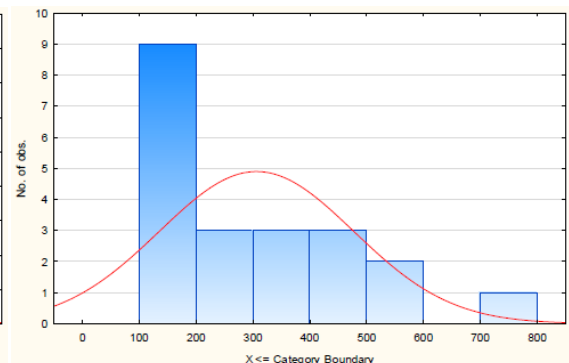
Graf 4 Extenzory – N (Zdroj: autor)



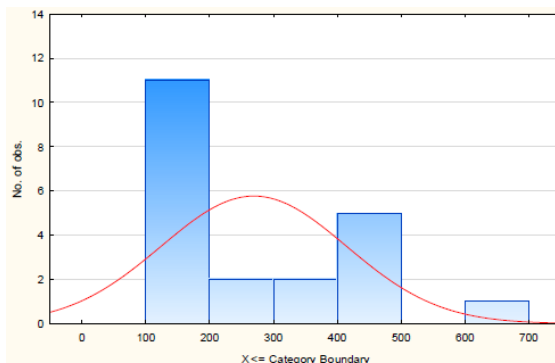
Graf 5 Extenzory – F (Zdroj: autor)



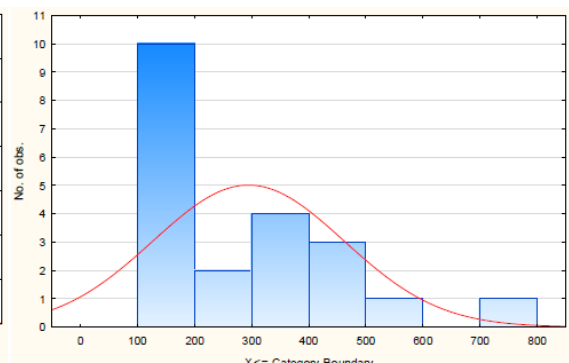
Graf 6 Extenzory – E (Zdroj: autor)



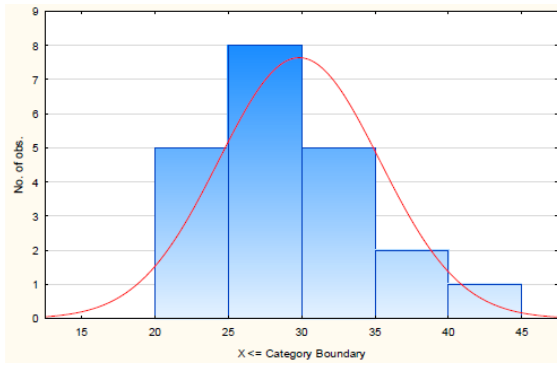
Graf 7 Flexory – N (Zdroj: autor)



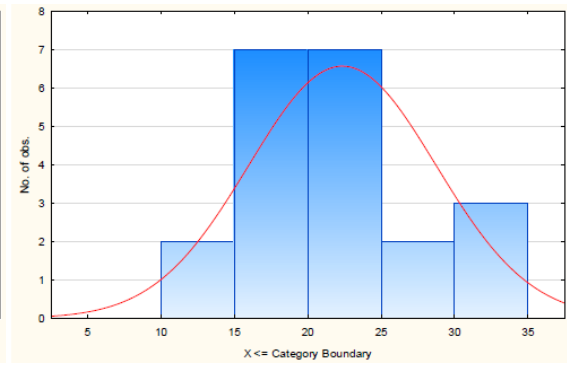
Graf 8 Flexory – F (Zdroj: autor)



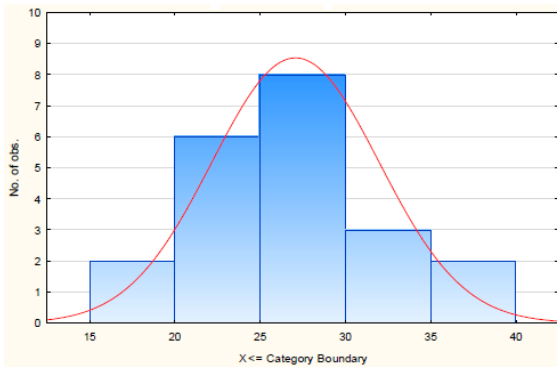
Graf 9 Flexory – E (Zdroj: autor)



Graf 10 Síla – N (Zdroj: autor)



Graf 8 Síla – 11 (Zdroj: autor)



Graf 12 Síla – E (Zdroj: autor)

Příloha J Protokol k provádění výzkumu

PROTOKOL K PROVÁDĚNÍ VÝZKUMU

Příjmení a jméno studenta	Václavíková Jana	
Studijní program/obor Biomedicínská technika	Osobní číslo studenta D16000014	Ročník 3.
Téma práce	Možnosti stanovení lokální svalové zátěže horních končetin v kontextu ergonomie práce	
Název pracoviště, kde bude výzkum realizován	PREMEDIS s. r. o.	
Jméno vedoucího práce	Mgr. Václav Bittner	
Vyjádření vedoucího práce k finančnímu zatížení pracoviště při realizaci výzkumu	Výzkum <input type="radio"/> bude spojen s finančním zatížením pracoviště <input checked="" type="radio"/> nebude spojen s finančním zatížením pracoviště podpis	
Souhlas vedoucího práce	<input checked="" type="radio"/> souhlasím <input type="radio"/> nesouhlasím podpis	
Souhlas vedoucího pracovníka odborného zařízení	<input checked="" type="radio"/> souhlasím <input type="radio"/> nesouhlasím podpis	
Souhlas vedoucího pracoviště, kde bude výzkum realizován	<input checked="" type="radio"/> souhlasím <input type="radio"/> nesouhlasím podpis	
Datum zahájení výzkumu	14. 1. 2019	
Datum ukončení výzkumu	28. 2. 2019	
Počet oslovených respondentů (personálu)	3	
Počet oslovených respondentů (klientů)	20	
Příloha: kopie plného znění dotazníku (rozhovoru), který bude respondentům rozdáván (který bude s respondenty veden)		

V Liberci dne 7. 1. 2019

.....
podpis studenta

