



Optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie

Diplomová práce

Studijní program:

N3963 Biomedicínské inženýrství

Studijní obor:

Biomedicínské inženýrství

Autor práce:

Bc. Pavla Mušková

Vedoucí práce:

Ing. Iveta Danilová

Fakulta zdravotnických studií





Zadání diplomové práce

Optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie

Jméno a příjmení: **Bc. Pavla Mušková**
Osobní číslo: D18000132
Studijní program: N3963 Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: Biomedicínské inženýrství
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2019/2020**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Shrnutí aktuálních poznatků o svalové soustavě ruky a předloktí a integrované elektromyografii.
2. Realizace vlastního šetření zaměřeného na efektivní určení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje.
3. Navržení vhodných postupů v rámci optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí.

Teoretická východiska:

Teoretická část práce se zabývá fyziologickými procesy a anatomickými strukturami ruky a předloktí. V této části jsou uvedena také sdělení o elektromyografii a dynamometrech. Práce je zaměřena na optimalizaci manévru pro stanovení maximální volní síly flexorů a extenzorů ruky a předloktí (F_{max}) při měření lokální svalové zátěže pomocí integrované elektromyografie. Výsledkem diplomové práce je navržení manévru vhodných pro zjištění největší možné maximální volní síly, kterou daný jedinec dokáže vyvinout. Získané poznatky mohou být využity například k další činnosti na pracovištích ergonomie a fyziologie práce. Hodnota F_{max} tvoří základ pro stanovení limitů při hodnocení lokální svalové zátěže na pracovištích.

Výzkumné předpoklady / otázky:

1. Optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během měření lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie
2. Lze navrhnout takové postupy, aby stanovená hodnota maximální síly během kalibrace nepřekročila hodnoty během samotného měření?

Metoda, technika práce, vyhodnocení dat:

Neinvazivní metoda integrované elektromyografie. Vyhodnocení dat pomocí EMG Analyzer.

Místo a čas realizace:

Škoda Auto Mladá Boleslav, září 2019 – duben 2020 (září – listopad 2019 vlastní výzkum, listopad 2019 – leden 2020 vyhodnocení výsledků, prosinec 2019 – duben 2020 psaní diplomové práce).

Vzorek:

Velikost výzkumného souboru $N = 50$ anonymních probandů.

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

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

1. POSPÍŠILOVÁ, B., ŠRÁM J. a O. PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. 2. vyd. V Liberci: Technická univerzita, 2015. ISBN 978-80-7494-153-5.
2. ŠVÁBOVÁ, Květa et al. *Vybrané kapitoly z pracovního lékařství. Díl 1, Pracovnílékařské služby, pracovní prostředí, nemoci z povolání, ergonomie*. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, 2015. ISBN 978-80-87023-32-7.
3. TOMŠEJ, Jakub. *Zákoník práce v praxi: komplexní průvodce s řešením problémů*. Praha: Grada, 2018. ISBN 978-80-247-3471-2.
4. ČAPEK, Lukáš et al. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
5. VÉLE, František. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-608-1.
6. JIRÁK, Zdeněk a Bohumil VAŠINA. *Fyziologie a psychologie práce*. 2. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009. ISBN 978-80-7368-610-9.
7. ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. Vyhláška č. 432/2003 ze dne 4. prosince 2003, kterou se stanoví podmínky pro zařazování prací do kategorií, limitní hodnoty ukazatelů biologických expozičních testů, podmínky odběru biologického materiálu pro provádění biologických expozičních testů a náležitosti hlášení prací s azbestem a biologickými činiteli. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2003, částka 142, s. 7210-7225. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2003-432>
8. KATIRJI, Bashar. *Electromyography in clinical practice: a case study approach*. 3rd ed.. New York: Oxford University Press, 2018. ISBN 978-0-19-060343-4.
9. ŠUBRT, Bořivoj a Milan TUČEK. *Pracovnílékařské služby: Povinnosti zaměstnavatelů a lékařů*. Olomouc: ANAG, 2017. ISBN 978-80-7554-106-2
10. MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
11. KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.

Vedoucí práce:

Ing. Iveta Danilová
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

2. září 2019

Předpokládaný termín odevzdání:

30. června 2020

L.S.

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

Prohlášení

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

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

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

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

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

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

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

4. června 2020

Bc. Pavla Mušková

Poděkování

Děkuji Ing. Ivetě Danilové za vedení této diplomové práce, za cenné rady, podněty a připomínky. Děkuji MUDr. Anně Ptáčkové, MUDr. Libuši Housové a Ing. et Bc. Janě Pacákové za konzultace při tvorbě praktické části. Dále děkuji všem z automobilového závodu v Mladé Boleslavi, kteří se s ochotou podíleli na měření potřebném pro tvorbu výzkumné části mé diplomové práce.

Abstrakt

Jméno a příjmení:	Bc. Pavla Mušková
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie
Vedoucí práce:	Ing. Iveta Danilová
Počet stran:	89
Počet příloh:	17
Rok obhajoby:	2020

Anotace:

Hlavním cílem práce bylo na základě syntézy aktuálních poznatků a vlastních šetření zjistit, jak nejlépe docílit efektivního určení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje před samotným měřením. Teoretická část práce se zabývá fyziologickými procesy a anatomickými strukturami ruky a předloktí. V této části jsou uvedena také sdělení o elektromyografii a dynamometrech. Praktická část je zaměřena na optimalizaci manévru pro stanovení maximální síly flexorů a extenzorů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže pomocí integrované elektromyografie. Výsledkem práce je ucelená skupina pohybů, která umožní určit hodnotu největší možné maximální volní síly, kterou daný jedinec dokáže vyvinout. Získané poznatky mohou být využity například k další práci na odděleních ergonomie a fyziologie práce.

Klíčová slova: ruka, předloktí, flexor, extenzor, elektromyografie, maximální síla

Abstract

Name and surname: Bc. Pavla Mušková

Institution: Technical University of Liberec,
Faculty of Health Studies

Title: Optimization of the maneuver to determine maximum strength by will of hand and forearm for measuring local muscle load using integrated electromyography

Supervisor: Ing. Iveta Danilová

Pages: 89

Apendix: 17

Year: 2020

Annotation:

The main aim of the work was to find how best to achieve an effective determination of the maximum strength by will of hand and forearm during instrument calibration before the actual measurement, based on the synthesis of current knowledge and my own investigations. The theoretical part deals with physiological processes and anatomical structures of hand and forearm. This section also presents information about electromyography and dynamometers. The practical part is focused on the optimization of the maneuver to determine maximum strength flexor and extensor by will of hand and forearm for measuring local muscle load using integrated electromyography. The result of the work is a comprehensive group of movements, which allows to determine the value of the highest maximum possible strength by will that an individual can exert. The information obtained can be used for further work on ergonomics and physiology of work.

Key words: hand, forearm, flexor, extensor, electromyography, maximum strength

Obsah

Seznam použitých zkratek	11
1 Úvod	12
2 Teoretická část	13
2.1 Anatomie horních končetin	13
2.1.1 Svalová soustava	13
2.1.2 Kosterní soustava	14
2.1.3 Cévní soustava	14
2.1.4 Nervová soustava	15
2.2 Biomechanika horních končetin	16
2.2.1 Biomechanika kosterních svalů a tkání	16
2.2.2 Odezva tkání na zatížení	17
2.2.3 Vztah velikosti svalové aktivity k síle	17
2.3 Fyziologie horních končetin	18
2.3.1 Svalové skupiny a vztahy mezi nimi	19
2.4 Fyziologie práce	19
2.4.1 Hodnocení práce	21
2.4.2 Hodnocení pracovního prostředí	21
2.5 Pracovní lékařství	22
2.6 Legislativa vztahující se k probírané tematice	23
2.7 Elektromyografie	26
2.7.1 Akční potenciál	28
2.7.2 Jehlová elektromyografie	28
2.7.3 Povrchová elektromyografie	29
2.7.3.1 Interference u povrchové elektromyografie	30
2.7.4 Integrovaná elektromyografie	30
2.7.5 Signály elektromyografie	31
2.8 Dynamometrie	32

3	Výzkumná část.....	34
3.1	Cíle a výzkumné předpoklady.....	34
3.2	Metodika výzkumu	35
3.2.1	Charakteristika výzkumného souboru	35
3.2.2	Charakteristika výzkumných metod	38
3.2.3	Charakteristika sběru dat	40
3.2.4	Charakteristika statistického zpracování dat.....	40
3.3	Analýza výzkumných dat.....	41
3.4	Analýza výzkumných cílů, předpokladů a diskuze.....	58
4	Diskuze	60
5	Návrh doporučení pro praxi.....	62
6	Závěr	63
	Seznam použité literatury	65
	Seznam příloh	71

Seznam použitých zkratek

Ag	stříbro
AgCl	chlorid stříbrný
aj.	a jiné
a.s.	akciová společnost
atd.	a tak dále
ATP	adenozintrifosfát
C5	pátý krční obratel
č.	číslo
EMG	elektromyografie
Fmax	maximální síla
iEMG	integrovaná elektromyografie
LHK	levá horní končetina
MUAP	Motor Unit Action Potential
např.	například
PHK	pravá horní končetina
Sb.	sbírka
SW	software
Th1	první hrudní obratel
tzv.	takzvaný

1 Úvod

Ergonomie a fyziologie práce jsou obory, které v posledních letech nacházejí výrazné uplatnění v rámci pracovního prostředí ve firmách a mnoho dalších. K často řešeným otázkám však patří, zda jsou veškeré postupy jednotlivých laboratoří i přes dodržování legislativních předpisů a metodických pokynů správné a dostačující. Jedním z nejvíce probíraných témat v souvislosti s fyziologií práce je používání elektromyografie pro měření lokální svalové zátěže. Tato měření jsou nezbytná především pro stanovení vyvinuté síly svalů během vykonávané práce. Na základě stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí a dalších výpočtů je možné zařadit vykonávaný druh práce do jednotlivých tříd kategorizace práce. Mnoho studií však dokázalo, že tato diagnostická metoda pro zjišťování zátěže svalových skupin není z několika důvodů pro účely laboratoří dostačující. Naopak v současnosti stále nebyla vyvinuta žádná jiná technika, která by zajistila co největší přesnost výsledků.

Hlavní zaměření této diplomové práce je tedy především na zlepšení postupů při používání elektromyografie, konkrétně na optimalizaci manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie. Začátek práce se z teoretického hlediska týká anatomie a biomechaniky horních končetin, fyziologie horních končetin, fyziologie práce, pracovního lékařství, legislativy, samotné elektromyografie a v neposlední řadě dynamometrie. Hlavním důvodem výběru těchto jednotlivých okruhů v teoretické části je především úzká souvislost s ergonomií a fyziologií práce. Zmíněné informace mají čtenáře seznámit s problematikou a zajistit návaznost mezi jednotlivými tématy. Důležitým úkolem v praktické části je snaha o nalezení dalších manévrů, které by umožnily vymezení skutečné maximální síly svalů ruky a předloktí, kterou daný jedinec dokáže vyvinout. Správné určení maximální síly při kalibraci přístroje před samotným měřením je velmi důležité především pro vztažení naměřených hodnot k hodnotě maximální a také pro úplné vyhodnocení celého měření. Výsledky práce mohou být využity pro další činnosti v laboratořích ergonomie a fyziologie práce.

2 Teoretická část

2.1 Anatomie horních končetin

2.1.1 Svalová soustava

Znalost svalové soustavy lidského těla je jedním z neodmyslitelných témat v souvislosti s touto diplomovou prací, a to z důvodu správného umístění elektrod pro měření akčního potenciálu svalových skupin pomocí elektromyografie. Jednou ze skupin svalové soustavy lidského těla jsou svaly horních končetin, které se upínají ke kostře horních končetin. Z anatomického hlediska je lze dělit na svaly ramenní a lopatkové, svaly paže, svaly předloktí a svaly ruky. Všechny tyto skupiny jsou zásobovány nervovými vlákny pleteně pažní (Pospíšilová a Procházková, 2010). Hlavní funkcí **svalů ramenních a lopatkových** je řízení pohybů lopatky a ramenního kloubu (Dylevský, 2019). Jsou tvořeny ze šesti svalů. Prvním z nich je sval deltový, jehož úkolem je upevnění hlavice pažní kosti v lopatkové jamce. Dalšími svaly jsou sval nadhřebenový, podhřebenový, velký a malý sval oblý a sval podlopatkový. Tato skupina slouží k rotaci v ramenním kloubu. Do další skupiny svalů se řadí **svaly paže**, které se dělí na přední (flexory předloktí) a zadní (extenzory předloktí). Do skupiny flexorů se řadí dvojhlavý sval pažní, sval pažní a hákověpažní. Mezi extenzory předloktí patří trojhlavý sval pažní skládající se z dlouhé, mediální a laterální hlavy (Pospíšilová a Procházková, 2010).

Do **svalů předloktí** patří svaly přední (sval oblý, radiální ohýbač zápěstí, dlouhý dlanový sval, ulnární ohýbač zápěstí, povrchový flexor prstů, hluboký flexor prstů, dlouhý flexor palce, pronující sval čtvercový), zadní (natahovač prstů, natahovač malíku, ulnární natahovač zápěstí, dlouhý odtahovač palce, krátký natahovač palce, dlouhý natahovač palce, natahovač ukazováku) a laterální (sval pažněvřetenní, radiální dlouhý natahovač zápěstí, radiální krátký natahovač zápěstí, sval supinující). Přední skupina slouží k flexi ruky. Zbylé dvě skupiny zastupují funkci extenzorů. Na kostře ruky se upínají **svaly ruky**. Můžeme je rozdělit na 3 základní skupiny. První skupinou jsou svaly thenaru skládající se z krátkého odtahovače palce, krátkého ohybače palce, oponujícího svalu palce a přitahovače palce. Jak už název napovídá, všechny tyto svaly provádějí pohyby v kloubu palce. Do druhé skupiny se řadí svaly hypothenaru, které zajišťují pohyby v kloubu malíku. Skládají se z odtahovače malíku, ohybače malíku a oponujícího svalu malíku. Poslední skupinou svalů ruky jsou svaly středního

prostoru. Sem patří mezikostní svaly pro tzv. svírání a rozvírání vějíře prstů a červovité svaly pro flexi a extenzi prstů (Čihák, 2016, Pospíšilová a Procházková, 2010).

2.1.2 Kosterní soustava

Jelikož se jednotlivé svaly upínají na kosti, je důležité zmínit i kosterní soustavu horních končetin. Kostra horní končetiny je anatomicky složena z pletence horní končetiny (klíční kost, lopatka) a kostry volné končetiny (kost pažní, kost předloketní, kostra ruky) (Čihák, 2016). Pro **klíční kost** je typický dlouhý esovitý tvar. Skládá se z těla a dvou kloubních konců. Pro **lopatku** je typický její trojúhelníkovitý tvar. Má tři okraje (laterální, mediální, horní), tři úhly (horní, dolní, zevní) a dvě plochy (zadní, přední). V oblasti zevního úhlu se vyskytuje kloubní jamka, do které dosedá hlavice pažní kosti. **Pažní kost** je složena z těla a proximální a distální epifýzy. **Kost loketní** má stejně jako pažní kost tělo a proximální a distální epifýzu (Pospíšilová a Procházková, 2010). Horní koncová část této kosti má určité rozšíření, které slouží k nasazení kladky kosti pažní (Dylevský, 2019). Loketní kloub je tvořen pažní, vřetenní a loketní kostí. Tento kloub je velmi důležitý pro vykonávání flexe a extenze a také pronace a supinace předloktí. **Kostra ruky** se dělí na zápěstí a prsty. Skládá se z osmi karpálních kostí (lodčkovitá, poloměsíčitá, trojhranná, hráškovitá, trapézová, trapézovitá, hlavatá, hákovitá), pěti metakarpálních kostí a dvanácti článků prstů. S výjimkou palce se dvěma články prstů se všechny ostatní prsty skládají ze tří článků (Čihák, 2016, Pospíšilová a Procházková, 2010).

2.1.3 Cévní soustava

Pro optimální měření svalové zátěže je nutné dostatečné prokrvení a celkové vyživení tkání horních končetin, na čemž se podílí právě cévní soustava (Čihák, 2016). Tepenné sítě horních končetin jsou velmi důležité pro správný průtok krve ve tkáni. O to se stará tepenná síť v oblasti ramenního kloubu a lopatky, loketního kloubu a zápěstí. Krevní zásobování horních končetin je zajišťováno tepnou podklíčkovou, tepnou podpažní a pažní a dvěma tepnami předloketními (vřetenní, loketní, tepna ruky). **Tepnu podklíčkovou** lze dělit na pravou a levou. Levá podklíčková tepna vystupuje

z aortálního oblouku a pravá z hlavopážního kmene. Na krevním zásobení horní končetiny se podílí pouze z malé části, protože její hlavní funkcí je zásobení hlavy, krku a stěny hrudníku. Mezi další tepny horních končetin patří **tepna podpažní**, která navazuje na tepnu podklíčkovou. Krevně zásobuje rameno, lopatku a hrudní stěnu. Na podpažní tepnu navazuje **tepna pažní**. Ta probíhá po celé paži, kterou společně s loketním kloubem zásobuje krví. **Tepny předloktí** (vřetenní, loketní) se dají považovat jako koncový úsek pažní tepny. Slouží pro zásobování krví v místě loketního kloubu a sahají až do oblasti ruky. Posledním druhem tepen horních končetin jsou **tepny ruky**. Lze je dělit na tepny dlaně a tepny hřbetu ruky. Jak už název napovídá, jejich hlavní funkcí je krevní zásobení dlaňové části ruky, hřbetu ruky a prstů (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).

Nedílnou součástí cévní soustavy u horních končetin jsou také žíly, které jsou napojeny na horní dutou žílu (Čihák, 2016). Můžeme je rozdělit na skupinu povrchových žil a hlubokých žil, kde platí pravidlo, že krev teče směrem z povrchových žil do hlubokých. Vzájemnou komunikaci mezi nimi zajišťují dlouhé povrchové žíly a krátké transfasciální spojky. **Povrchové žíly** se vyskytují v celém rozsahu horní končetiny a lze je spatřit v určitých místech pouhým okem (hřbet ruky, loketní jamka, dlaň). Patří sem boční pažní žíla a přístřední pažní žíla. Pro **hluboké žíly** horních končetin je typický jejich výskyt podél tepen a časté zdvojení. Pomocí boční a přístřední pažní žíly a perforátů dochází ke vzájemnému propojení s povrchovými žilami (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).

2.1.4 Nervová soustava

Další důležitou soustavou pro správné fungování horních končetin je soustava nervová, která zajišťuje především motorickou a senzitivní funkci. Spojením předních větví míšních nervů C5 až Th1 vzniká tzv. **pažní pleteň**. Ta se stará o motorickou i senzitivní inervaci horních končetin lidského těla. Tato pleteň se skládá z primárních (horní, střední, dolní) a sekundárních svazků (zevní, vnitřní, zadní). Celá pleteň začíná v oblasti krku, pokračuje přes podpažní jámu a prochází až do skalenické štěrbině. Jednotlivé větve se dělí na krátké motorické větve a dlouhé smíšené a kožní větve. U krátkých motorických nervů je významný **dlouhý hrudní nerv**, který inervuje pilovitý sval. Mezi smíšené nervy patří například nerv svalově-kožní, středový, ulnární,

axilární či radiální. Funkcí **svalově-kožního nervu** je motorická inervace flexorů paže a senzitivní inervace kůže předloktí. **Ulnární nerv** se stará o motorickou i senzitivní inervaci svalů a kůže ruky (flexory předloktí, kůže předloktí, kůže dlaně, hřbet ruky). **Středový nerv** je nerv s vidlicovitým tvarem. Jeho úkolem je motorická inervace flexorů předloktí a senzitivní inervace kůže dlaně. Nejkratším nervem je axilární nerv, který slouží pro motorickou inervaci deltového svalu a senzitivní inervaci kůže v oblasti deltového svalu. Posledním nervem je tzv. **radiální nerv** zajišťující motorickou inervaci trojhlavého svalu pažního a předloktí a senzitivní inervaci kůže paže, předloktí a kůže hřbetu ruky. Do kožních nervů se řadí vnitřní nerv paže pro inervaci kůže paže a vnitřní nerv předloktí pro inervaci předloktí. U periferních nervů horních končetin je také nezbytně nutné zmínit tzv. **anatomické úžiny**. Jedná se o místa, ve kterých se nervy vyskytují pod tuhým vazivem v těsné blízkosti kostních žlábků, mezi svaly nebo svaly přímo procházejí. Jednou z úžin je již zmiňovaná skalenická štěrbina nebo například karpální kanál. Tato místa jsou riziková kvůli možnému poranění či pohmoždění otlakem. Dalšími nebezpečnými místy jsou **vulnerabilní místa**. Jsou to oblasti, ve kterých nervy probíhají blízko kostěných struktur nebo se nervy mohou vyskytovat přímo na povrchu. Tato lokalizace může při frakturách, otlacích, řezných či tržných ranách způsobit právě poranění daného nervu (Pospíšilová, Šrám a Procházková, 2015).

2.2 Biomechanika horních končetin

2.2.1 Biomechanika kosterních svalů a tkání

Důležitou součástí pro správnou funkci kosterních svalů je svalovošlachový akční člen, který lze vyjádřit pomocí tzv. modelu svalu Hillova typu. Tento model se zabývá délkou svalu a šlachy, úhlem zpeření (orientace svalových vláken), paralelním elastickým elementem či pasivní svalovou viskozitou. Pokud se jedná o složitější svalové systémy, pak se zkoumá maximální izometrická aktivní svalová síla, optimální délka svalu, úhel zpeření při optimální svalové délce a volná délka šlachy. Z pohledu mikrostruktury je známo, že jsou kosti pojivovou tkání s organickými a anorganickými složkami. Mezi anorganické složky tvořící kost tvrdou a tuhou patří především hydroxyapatit a kalcium fosfát. Do organických složek se jednoznačně řadí kolageny, které zajišťují pro kostní tkáň flexibilitu a pružnost. Množství organických

a anorganických látek obsažených v kostech je závislé na věku, pohlaví, umístění kosti, typu kosti aj. Tropokolagenové molekuly a apatitové krystaly jsou nejmenší jednotky kostní tkáně v řádech nanometrů (molekulární úroveň). Nad molekulární úrovní se nachází ultrastrukturální, ve které dochází k propojení kolagenních vláken do mikrofibril a dále do lamel v řádech mikrometrů. Spojení lamel do větších celků probíhá v mikrostrukturální úrovni, kde vznikají tzv. osteony obsahující Haversův kanálek s cévami a nervy. Samotná kost se pak nachází v makrostrukturální úrovni. Spojením architektury a jednotlivých struktur vnitřní hierarchie lze získat celkové mechanické vlastnosti dané kosti (Čapek a kol., 2018).

2.2.2 Odezva tkání na zatížení

Jak již bylo zmíněno, biomechanika horních končetin má určitý vztah s odezvou tkání na zatížení. Všechny tkáně v lidském organismu vykazují z pohledu mechaniky stejně jako ostatní látky na naší planetě určitou pevnost a tuhost. Pevnost znamená pro danou látku odolnost proti porušení a tuhost vyjadřuje rezistenci proti zatížení. V běžném životě dochází ke vzájemné kombinaci obou mechanických procesů. Mezi namáhavé pohyby se řadí tah, krut, smyk a ohyb. Tyto pohyby způsobují změnu objemu či tvaru tkání. Mohou mít však i negativní dopad v podobě poranění daného orgánu např. vlivem autonehody. Dle typu odezvy může být chování materiálu elastické (po odlehčení těleso vrací svůj tvar do původního), elastoplastické (po odlehčení se tělesu nevrací jeho původní tvar a vzniká deformace), viskoelastické (u měkkých tkání při cyklickém zatěžování) a viskoplastické (kombinace elastického, elastoplastického a viskoplastického chování materiálu) (Čapek a kol., 2018).

2.2.3 Vztah velikosti svalové aktivity k síle

Při určování vztahu svalové aktivity lidského těla k síle se využívá standardních parametrů k určení amplitudy. K získání hodnot svalové aktivity slouží elektromyografie (EMG), což je metoda pro získání akčních potenciálů jednotlivých svalových skupin. Je obecně známé, že s vyšší svalovou silou a rychlejší svalovou kontrakcí aktivita elektromyografie roste. Tato závislost však nemusí být lineární.

Samotnou amplitudu získanou z elektromyografie lze popsat kvalitativním i kvantitativním způsobem. Výsledná síla z celého záznamu je závislá na mnoha dalších faktorech. Řadí se sem například typ kontrakce svalu, rychlost kontrakce svalu, délka svalových vláken, míra unavitelnosti, trénovanost svalu aj. Na základě typu svalové kontrakce je možné EMG aktivitu rozdělit na izometrickou kontrakci a non-izometrickou. Z důvodu konstantní síly je pro určení vztahu mezi EMG signálem a svalovou silou vhodná izometrická kontrakce, při níž se nemění délka svalových vláken ani umístění elektrod vůči sledovanému svalu. Výsledný vztah je nejvíce závislý na uspořádání svalových vláken. U non-izometrické kontrakce závisí velikost svalové aktivity na rychlosti kontrakce. Vyhodnocení pohybů pak úzce souvisí se správným nastavením přístroje či s průběhem pohybové aktivity (Krobot a Kolářová, 2011).

2.3 Fyziologie horních končetin

Pro správné pochopení horních končetin je znalost pouze předešlých kapitol z pohledu ergonomie a fyziologie práce nedostačující. Je proto důležité znát i jednotlivé fyziologické procesy, které se v oblasti ruky a předloktí odehrávají. Samotné svaly v lidském těle lze označit jako tzv. dráždivé tkáně. Vyznačují se schopností stahovat se a následně relaxovat (Mourek, 2012). Kosterní svaly se skládají z vlastní svalové tkáně, nervů, cév a vaziva (Dylevský, 2019). Propojení mezi nervovým vláknem a svalovou buňkou u příčně pruhovaných svalů je zajištěno nervosvalovou ploténkou společně s mediátorem acetylcholinem (Mourek, 2012). Základní funkční a stavební jednotkou kosterních svalů jsou svalová vlákna. Jedná se o mnohojaderné buňky o velikosti 10 až 100 mikrometrů s délkou odpovídající délce svalu (Šváblová, 2015). V samotném vlákně dochází při smrštění svalu k transformaci chemické energie na energii mechanickou. Celý proces je ještě doprovázen ztrátou tepla. Svalová vlákna jsou tvořena z tzv. sarkomer ohraničených Z-liniemi (Mourek, 2012). V sarkomerech se nacházejí tlustá myozinová a tenká aktinová vlákna bílkovinné povahy (Jirák a Vašina, 2009). Zkrácení sarkomery probíhá na základě zasouvání aktinových a myozinových vláken (Mourek, 2012). Vlákna kosterních svalů lze pak dělit na pomalá červená s předpoklady pro vytrvalou práci (typ I) a rychlá bílá s vlastností rychlé kontrakce a tedy i rychlé únavy (typ II). Poměr jednotlivých vláken v těle každého organismu je stanoven geneticky (Šváblová, 2015).

Jedním z hlavních zdrojů energie pro svalovou kontrakci je adenzinotriposfát (ATP), jehož zásoba je ve svalech pro potřeby lidského organismu příliš malá (přibližně 5 $\mu\text{mol/g}$ svalové tkáně), a proto je nezbytně nutná neustálá regenerace (Jirák a Vašina, 2009, Švábová, 2015). Rychlým zdrojem energie pro organismus jsou například **sacharidy**, jejichž hladina je z největší části regulována inzulinem, katecholaminy, glukagonem, somatotropinem, tyroxinem a glukokortikoidy. Pokud má organismus nadměrné množství sacharidů, pak dochází k jejich ukládání právě do svalové tkáně a jater. Pro svalovou práci jsou nepostradatelné i tuky. Přibližně 15 až 20 % tukové tkáně z celkové hmotnosti těla znamená pro lidský organismus energetickou zásobu až na 3 měsíce (Švábová, 2015).

2.3.1 Svalové skupiny a vztahy mezi nimi

V oboru fyziologie horních končetin je známé, že existují různé vztahy mezi jednotlivými svalovými skupinami. Jedním z pravidel neurofyziologie je uspořádání svalů do funkčních skupin (udržení výchozí polohy), smyček (pohyb různými směry) a řetězců (komplexní pohyby a stabilita). Všechny svaly v lidském těle pracují vždy ve skupinách, což znamená, že se navzájem ovlivňují. Centrum vztahů mezi jednotlivými svaly je uloženo v míše. Tento vztah je pak dán proprioreceptivní aktivitou svalových vřetének. Každá svalová skupina má svoji pohybovou funkci, na základě které rozeznáváme agonisty (směr pohybu), antagonisty (opačný směr pohybu) a synergisty (hlavní směr pohybu). Svalové skupiny lze však systémově dělit dle jejich funkce na flexory (ohybače), extenzory (natahovač), pronátory (otáčení dlaně), supinátory (otáčení dlaně), abduktory (odtahovače), rotátory (otáčivé pohyby), fixátory (fixační sval) a stabilizátory (stabilizace). Tyto skupiny neodmyslitelně rozhodují o kvalitě a rozsahu pohybu v daném kloubu (Velé, 2012).

2.4 Fyziologie práce

Na fyziologii lidského těla v souvislosti s vykonáváním práce úzce navazuje tzv. fyziologie práce. Jedná se o vědní obor zabývající se funkcí lidského těla při práci. Práce se dá charakterizovat jako činnost, která slouží pro životní potřeby společnosti

(Švábová, 2015). Hlavním cílem oboru je sledovat procesy, které se odehrávají v jednotlivých orgánech a systémech lidského těla během vykonávání práce a odhalení nežádoucích momentů v pracovním procesu (Buchancová, 2003, Švábová, 2015). Na základě získaných poznatků je poté možno stanovit limity a podat doporučení pro krátké či dlouhé časové úseky v rádech dnů až roků (Buchancová, 2003). Tato doporučení slouží ke zlepšení pracovních podmínek s cílem snižování psychické a fyzické zátěže (Švábová, 2015). Mezi poslání fyziologie práce patří také **zkoumání fyziologických procesů** v lidském organismu při vykonávání určitého druhu práce a hledání metod pro zlepšování pracovních podmínek ve prospěch zdraví člověka. Zajímavostí tohoto oboru je bezpochyby spolupráce s technikami a ekonomy pro dosažení vysoké produktivity pracovníka, hledání vhodné adaptace člověka na daný druh práce a v neposlední řadě zkoumání změn fyziologických funkcí při působení dalších faktorů (hluk, světlo, teplo, vibrace aj.) (Klusoňová, 2011).

Statické a dynamické zatížení pohybového aparátu člověka se neodmyslitelně řadí do faktorů fyziologických. Jedná se o taková zatížení, která se vyskytují jednostranně a dlouhodobě. V této souvislosti se práce člení na **statickou**, **dynamickou** (pozitivní a negativní), **acyklickou** a **cyklickou**. Pro statickou práci je typický stah svalu s trvalou kontrakcí po určitou dobu, při které se však na rozdíl od práce dynamické nemění délka svalu. Tento druh práce se hodnotí v závislosti na čase a velikosti vynaložené svalové síly. Při pozitivní dynamické práci dochází ke střídání stahů svalů a jejich prodloužení. Negativní dynamická práce slouží ke zbrzdění pohybu (Buchancová, 2003). Práce acyklická se vyznačuje změnou pohybových prvků a práce cyklická naopak opakujícími se pohyby v cyklech (Klusoňová, 2011).

Pro správnou funkci svalů potřebuje lidský organismus energii, kterou získává nejčastěji ze sacharidů a tuků. Výpočet poměru spalování živin se provádí pomocí tzv. respiračního kvocientu, z něhož lze dále získat energetický ekvivalent udávající množství získané energie při spotřebě 1 litru kyslíku. Dalším možným postupem je výpočet energetického výdeje ze srdeční frekvence nebo pomocí tabulek (Švábová, 2015). Třídy práce lze dělit podle celkového energetického výdeje (Buchancová, 2003). Z pohledu fyzických nároků lidského těla se práce dělí na **lehkou** (60-100 tepů/min), **středně těžkou** (100-120 tepů/min) a **těžkou** (125-150 tepů/min). Tepová frekvence pak slouží jako ukazatel fyzické zátěže (Klusoňová, 2011). Přípustnou hodnotou srdeční frekvence během vykonávání pracovní činnosti po celou směnu je 102 tepů za minutu a krátkodobě až 150 tepů za minutu (Švábová, 2015).

2.4.1 Hodnocení práce

Po bližším seznámení s fyziologií práce je dále možné provádět její samotné hodnocení. Práci lze charakterizovat jako úsilí člověka něčeho dosáhnout. Historicky je ovlivněna zvyklostmi společnosti a napomáhá jedincům k naplnění určité role (studenti, dělníci, osoby samostatně výdělečně činné aj.) a určení časové struktury jednotlivých dnů. Ačkoliv někteří lidé vnímají práci jako negativní součást jejich životů, má kladný podíl v rozvoji nadání, fyzické kondice, sebevědomí atd. Neschopnost práce může u některých jedinců vyvolat až psychické problémy. Schopnost pracovat je pak dána celkovým psychickým, fyzickým, kognitivním a sociálním stavem každého z nás. Pro vyhodnocení takových situací přichází řada na **ergoterapeuty a rehabilitační pracovníky** v rámci plánovaných terapií či preventivních programů. Mezi tři významné okruhy ergoterapie patří zjištění pracovních možností jedince, podpora a růst pracovních schopností jedince a v neposlední řadě získání nového či udržení původního zaměstnání (Krivošíková, 2011).

Dalším odvětvím pro hodnocení práce je **ergodiagnostika** (psychologové, fyzioterapeuti, sociální pracovníci aj.). Ta se stará o hodnocení pacienta v souvislosti s pracovním potenciálem a pracovním uplatněním. Činnost ergodiagnostiků spočívá v pomoci vybrat a natrénovat takovou pracovní činnost, která se nejvíce shoduje s funkčními schopnostmi zkoumaného jedince. Hlavními cíli ergodiagnostiky je určit potřeby jedince a vypracovat plán předpracovní rehabilitace, vyhodnotit schopnosti pacienta před vykonáváním práce, posoudit fyzickou náročnost a námahu práce a stanovit zdravotní omezení zabraňující zapojení pacienta do pracovního procesu. Při hodnocení práce se zohledňuje také pracovní chování (dochvilnost, pracovní návyky, osobní hygiena), tolerance práce (námaha, pracovní tempo, kvalita), obecné pracovní charakteristiky (několik pracovních míst) a specifické pracovní dovednosti (konkrétní pracovní místo) (Krivošíková, 2011).

2.4.2 Hodnocení pracovního prostředí

Součástí činnosti ergoterapeutů je již zmíněné hodnocení práce, ale také hodnocení pracovního prostředí. Hlavním cílem je vyhodnocení přístupu do budov, vyhodnocení bariér, stanovení bezpečnosti a zhodnocení ergonomie. Hodnocení pracovního prostředí

slouží jako preventivní opatření před vznikem nemocí z povolání nebo pracovních úrazů. Prostředí však může být posuzováno i z ergonomického a psychického hlediska. Na základě ergonomických posudků je nutné dodržovat například speciální úpravu pracovních pomůcek a postupy práce. Při hodnocení pracovního prostředí ze strany ergoterapeuta se posuzují obecné charakteristiky pracoviště a rizikové faktory pracovních podmínek. Do obecných charakteristik patří například rozloha pracoviště, organizace a uspořádání, pracovní doba, vzhled pracoviště aj. Do rizikových faktorů v ergoterapii patří především manipulace s břemeny (hmotnost, velikost, množství), polohová zátěž (stoj, sed, předklon), pohybová zátěž (statická a dynamická zátěž), psychosociální faktory (stres, monotónní práce), fyzikální faktory (ovzduší, barva světla) a používání pracovních pomůcek a nástrojů (Křivošíková, 2011, Machač, 2014).

2.5 Pracovní lékařství

Velmi důležitým odvětvím v rámci hodnocení práce je také pracovní lékařství. Jedná se o interdisciplinární obor, který se zabývá vlivem práce, pracovního prostředí a podmínek během vykonávání práce na zdraví zaměstnanců (Dylevský, 2019). Mezi dominantní činnosti pracovního lékařství patří například prevence, diagnostika, léčba, posuzování nemocí způsobených prací a dohled nad dodržováním přijatelných pracovních podmínek. Cílem je pak prevence před poškozením zdraví, zlepšení zdravotního stavu, podpora zdravého životního stylu, zajištění pracovní způsobilosti a udržení pracovní schopnosti. Důležité je především udržení týmové spolupráce odborníku, ergonomů, lékařů, fyziologů, psychologů, techniků aj. O tuto spolupráci se stará komplexní systém skládající se ze **zákonodárství** (práva pracovníků, povinnosti zaměstnavatelů), programů pro činnosti a odborných zařízení pro bezpečnost a zdraví při práci. Odborníci v pracovním lékařství mají mnoho poslání a povinností, do kterých se řadí například udržení zdraví pracovníků, podpora bezpečného a zdravého pracovního prostředí, obeznámení s pracovištěm, pravidelné návštěvy pracovišť a předávání rad pracovníkům, uplatnění jednoduchých a efektivních opatření, ochrana zdraví zaměstnanců, informování pracovníků o možných rizicích a mnoho dalších (Švábová, 2015, Dylevský, 2019).

2.6 Legislativa vztahující se k probírané tématice

Jedním z nejdůležitějších zákonů v tomto odvětví je **Zákon č. 366/2019 Sb.** (Zákon, kterým se mění zákon č. 262/2006 Sb., zákoník práce, ve znění pozdějších předpisů), v němž jsou stanoveny povinnosti zaměstnavatele před uzavřením pracovní smlouvy s fyzickou osobou (§32), práva a povinnosti zaměstnanců v rámci lékařských prohlídek, očkování či vyšetření (§106), povinnosti zaměstnavatele vůči zaměstnanci v rámci informovanosti o zařazení do kategorie práce (§103) a mnoho dalších (Česko, 2006, Hloušková, 2007, Tomšej, 2018). Práce se zařazuje do jednotlivých kategorií podle vyhodnocení celkové zátěže zaměstnanců. Zátěž vykonávaná při práci se vztahuje ke kvalitě pracovních podmínek, konkrétnímu pracovišti a míře zabezpečení ochrany zdraví pracovníků. Rozdělení práce do kategorií slouží k určování rizikových prací, zlepšení pracovních podmínek či odstranění nedostatků při zabezpečení ochrany zdraví při práci. Při hodnocení rizikových faktorů se nejčastěji zohledňují prach, hluk, chemické látky, ultrazvuk, vibrace, neionizující záření, elektromagnetické pole, fyzická zátěž, pracovní poloha, mikroklima, psychická zátěž či zraková zátěž (Buchancová, 2003).

Vymezení kategorie u jednotlivých druhů prací se odvíjí ze zjištění nebezpečí v souvislosti se zdravím pracovníka a z hodnocení rizika práce. Limity pro stanovení třídy rizika jsou určeny v legislativních předpisech (Buchancová, 2003). Tyto předpisy lze konkrétně nalézt v **Zákoně č. 205/2020 Sb.** (Zákon o ochraně veřejného zdraví a o změně některých souvisejících zákonů). Tento zákon hovoří o právech a povinnostech fyzických a právnických osob v oblastech ochrany a podpory veřejného zdraví. Zahrnuje například podmínky zdravotní způsobilosti (§19) osob vykonávající činnost ve výrobě potravin či povinnosti osob vykonávající závažné epidemiologické činnosti (§20). Zákon obsahuje i důležitý paragraf o již zmiňované kategorizaci prací (§37) v rámci souhrnného hodnocení úrovně zátěže. Tento paragraf zařazuje práci osob do kategorií dle rizikovosti, o které rozhoduje příslušný orgán ochrany veřejného zdraví. Tzv. **kategorizace prací** je v České republice systém, na základě kterého se rozdělují práce dle míry rizika do čtyř kategorií. Stanovení podmínek 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 jsou obsahem **Vyhlášky č. 432/2003 Sb.** Ve třetím paragrafu (§3) této vyhlášky jsou práce rozděleny do první

(bez nepříznivého vlivu na zdraví), druhé (lze očekávat nepříznivý vliv na zdraví jen výjimečně), třetí (překročení hygienických limitů) a čtvrté kategorie (vysoké riziko ohrožení zdraví) (Česko, Ministerstvo zdravotnictví, 2003).

Třetím významným zákonem je **Zákon č. 309/2006 Sb.** (Zákon, kterým se upravují další požadavky bezpečnosti a ochrany zdraví při práci v pracovněprávních vztazích a o zajištění bezpečnosti a ochrany zdraví při činnosti nebo poskytování služeb mimo pracovněprávní) (Česko, 2006). V rámci Evropské unie dochází v posledních letech ke zlepšování sociálního zabezpečení a vzdělávání, což také vyžaduje zvýšení celkové zaměstnanosti obyvatel. Pro zaměstnavatele je potom velmi důležité bezprostředně zajistit pro své zaměstnance ochranu zdraví a bezpečnost při práci (Švábová, 2015). Stanovení podmínek ochrany zdraví při práci obsahuje **Nářízení vlády č. 41/2020 Sb.** Významnými body ochrany zdraví a bezpečnosti při práci jsou prevence, neustálé zlepšování, zdraví, bezpečnost, odpovědné jednání zaměstnavatele a zájem zaměstnanců. V České republice existují státní i nestátní zdravotnická zařízení, ve kterých se preventivní péče provádí. Mezi hlavní zdravotnická zařízení se řadí například soukromí praktičtí lékaři, lékaři se zaměřením na hygienu a nemoci z povolání, polikliniky, hygienické stanice, nemocnice aj. Preventivní péče je financována z veřejného zdravotního pojištění či přímo zaměstnavatelem. Do zásad prevence se řadí vyloučení rizika, vyhodnocení rizika, odstranění rizika, úprava práce, využití techniky, náhrada nebezpečného za bezpečné, vypracování politiky pro prevenci, zajištění ochranných opatření a v neposlední řadě pravidelné poskytování informací a instrukcí. Další součástí prevence je i poradenství a podpora. Tyto složky pak společně vytvářejí tzv. komplexní službu, která chrání současně zaměstnance i zaměstnavatele. Je však dokázáno, že pouze preventivní prohlídky nestačí (Baron, 2004).

Posledním důležitým zákonem je **Zákon č. 373/2011 Sb.** (Zákon o specifických zdravotních službách), který upravuje poskytování specifických zdravotních služeb. Dále také upravuje práva a povinnosti pacientů a poskytovatelů zdravotních služeb a dalších právnických a fyzických osob v souvislosti s poskytováním zdravotnických služeb (Česko, 2011). K tomuto zákonu se řadí **Vyhláška č. 79/2013 Sb.**, která hovoří o provedení některých ustanovení Zákona č. 373/2011 Sb. a o specifických zdravotních službách (vyhláška o pracovnělékařských službách a některých druzích posudkové péče). V paragrafech 6 až 15a (§6 - §15a) se stanovují lékařské prohlídky ke zjištění zdravotního stavu ke vzdělávání a v průběhu vzdělávání, pracovnělékařské prohlídky

a odborná vyšetření (Česko, 2013). Dle této vyhlášky je proto v rámci zaměstnání nutno podstupovat vstupní a periodické prohlídky. Při vstupních prohlídkách je nezbytné, aby lékař věnoval pozornost především stavu pohybového aparátu pacienta tak, aby se předešlo vzniku a rozvoji možného onemocnění. Je nezbytné posoudit zdravotní způsobilost k práci. Jedná se o velmi zodpovědnou činnost, a proto jsou všechny povinnosti a postupy uvedeny v legislativě (Švábová, 2015).

Při pracovnělékařských službách se posuzuje zdravotní způsobilost ke vzdělávání (pro potřeby škol), k práci (vstupní, periodické a mimořádně prohlídky zaměstnanců) a k posuzování a uznání nemoci z povolání. Lékařský posudek vydává sám lékař, který prohlídku provedl. Lékař je povinen vytvořit tento posudek na základě zhodnocení vývoje zdravotního stavu posuzované osoby dle výpisu ze zdravotní dokumentace, na základě provedené lékařské prohlídky, po obdržení všech vyžádaných výsledků a na základě znalosti pracovních podmínek. Podle **Vyhlášky č. 98/2012 Sb.** o zdravotnické dokumentaci, by měl lékařský posudek obsahovat identifikační údaje pacienta, údaje o pracovním zařazení, druhu práce a režimu práce, údaje o možných zdravotních rizicích, údaje o míře rizik, identifikaci zaměstnance, lékaře a zdravotnického zařízení, posudkový závěr, datum, jmenovku, podpis lékaře a poučení o odvolání. Posudek určený zaměstnavateli však obsahuje pouze informaci o tom, zda je posuzovaná osoba zdravotně způsobilá, zdravotně nezpůsobilá, zdravotně způsobilá s podmínkou či posuzovaná osoba pozbyla dlouhodobě zdravotní způsobilosti (Švábová, 2015).

Častým problémem v rámci vykonávání pracovní činnosti bývají tzv. nemoci z povolání. Za nemoc z povolání se považuje takové onemocnění, které vzniklo na základě nepříznivých vlivů pracovního prostředí. I když se počet nemocí z povolání postupně snižuje, stále se s nimi lékaři u svých pacientů setkávají. Nemoc z povolání může vzniknout výhradně na pracovišti (pracovní úrazy, otravy), opakovaným kontaktem v řádech dnů až roků (otravy, chronická onemocnění) či mnohočetnou expozicí. Mnoho druhů onemocnění se však může objevit až o několik desítek let později. Onemocnění mohou zcela vymizet, zůstat neměnná, zlepšovat se či se naopak zhoršovat (Tuček, M., M. Cikrt a D. Pelclová, 2005). Určení nemoci z povolání se stanovuje dle **Nařízení vlády č. 290/1995 Sb.** V tomto nařízení jsou vypsány předpoklady, za kterých lze nemoc uznat jako nemoc z povolání. Přijmout se dá potom taková nemoc, která je vypsána v seznamu nemocí z povolání a vznikla za uvedených okolností (Česko, Vláda České republiky, 1995). Důležitou podmínkou je také splnit

požadavky v oblasti diagnostiky a legislativy. Nemoc z povolání může být způsobena několika faktory. Na základě nich lze nemoci z povolání dělit na nemoci způsobené chemickými látkami (olovo, rtuť, arzén, kadmium), nemoci způsobené fyzikálními faktory (ionizující záření, elektromagnetické záření, hluk, přetlak, podtlak), nemoci z povolání týkající se dýchacích cest, plic, pohrudnice a pobřišnice (prach, kobalt, cín, radioaktivní látky), kožní nemoci (fyzikální, chemické a biologické faktory), přenosné a parazitární nemoci (zvířata, paraziti) a nemoci způsobené ostatními faktory a činiteli (Tuček, Cíkr a Pelclová, 2005).

Jednou ze skupin častých nemocí z povolání jsou onemocnění horních končetin z přetížení. Jedná se o nemoci šlach, úponů, svalů nebo kloubů horních končetin z dlouhodobého, nadměrného a jednostranného přetížení. Tato onemocnění se často dostávají do chronického stavu a postižené osoby tak omezuje v jejich pracovní schopnosti. Řadí se sem například tendinitidy a tendosynovitidy, což jsou záněty šlach flexorů a extenzorů ruky a předloktí způsobené mikrotraumatem. Epikondylitida je další z mnoha častých onemocnění horních končetin doprovázené bolestí v oblasti úponů šlach, které vzniká vlivem přetěžování svalů. Mezi jiná onemocnění s podobnými symptomy se řadí i tenisový loket, oštěpařský loket, syndrom karpálního a kubitálního tunelu či izolované artrózy. Do základních terapeutických přístupů patří především medikamentózní léčba pro zmírnění bolesti (analgetika, vazodilatancia, antirevmatika), fyzikální léčba a vodoléčba (teplo, chlad, ultrazvuk, laser), podpůrné terapie (vitamíny, zdravý životní styl), obstríky, operace, ortézy a imobilizace či fyzioterapie (Tuček, Cíkr a Pelclová, 2005).

2.7 Elektromyografie

Nejčastěji používanou metodou pro měření svalové aktivity lidského těla je elektromyografie. Řadí se do experimentálních vyšetřovacích postupů, při kterých se snímá povrchová či intramuskulární svalová aktivita pomocí bioelektrických signálů (Čapek a kol., 2018, Krobot a Kolářová, 2011). Elektromyografii je také možné charakterizovat jako neurofyziologickou diagnostickou vyšetřovací metodu. Jedná se o vyšetřovací metodu používanou především v neurologii při hodnocení neuromuskulárních činností (Krobot a Kolářová, 2011). Jedním z častých použití je diagnostika nervosvalových onemocnění (Lippert-Grüner, 2005).

Elektromyografie má také svoji roli při vyšetřování pacientů se syndromem karpálních tunelů, s polyneuropatií (postižení periferních nervů), myopatií (ochablost kosterního svalstva), poruchami nervosvalového přenosu a mnoho dalších. Již v roce 1791 byl zjištěn vztah mezi svalovou aktivitou a elektrinou (Muroňová, 2009). Principem elektromyografie je na základě tohoto zjištění zaznamenávání **elektrických potenciálů** z příčně pruhovaných kosterních svalů (Katirji, 2018). Snímání elektrického potenciálu se provádí pomocí povrchových elektrod, do jejichž charakteristiky se řadí nejčastěji značka výrobce, konfigurace, tvar, velikost vodivé plochy, materiál (Ag/AgCl) či vzdálenost mezi elektrodami (alespoň 20 mm). Před samotným měřením je pro zlepšení kontaktu a získání kvalitního záznamu nutné důkladně připravit kůži v oblasti vyšetřovaného svalu. Nejčastěji se provádí oholením ochlupení, abrazií (obroušení brusným papírem) a očištěním kůže alkoholem (Dupalová a Zaatar, 2015).

Záznam elektrického potenciálu lze také získat invazivní metodou pomocí jehel s drátkovými elektrodami zavedenými přímo do svalu (Trojan, 2005). Do vyšetření se zahrnují nervové studie pro hodnocení rychlosti v periferních nervech, jehlová elektromyografie pro diagnostiku svalových onemocnění a speciální vyšetřovací techniky (Lippert-Grüner, 2005). Tato metoda umožňuje hlouběji vyhodnotit velikost svalové aktivity, svalovou únavu, činnost jednotlivých svalů a mnoho dalších (Krobot a Kolářová, 2011). Je důležité zmínit, že se elektromyograf neskládá pouze z elektrod. Samotné vybavení celého elektromyografu tvoří přístrojového vybavení a software (Dupalová a Zaatar, 2015). Záznam z měření se zobrazuje přímo na obrazovce nebo se uchovává v paměti pro dodatečné zkoumání signálů. Důležitou informací pro správné vyhodnocení záznamu je skutečnost, že zdravý sval v klidu nevytváří žádné elektrické potenciály. Ty se objevují pouze v případě stahu svalu, při reflexní odpovědi nebo při podráždění nervu (Trojan, 2005).

Jednou z nevýhod elektromyografie je fakt, že ji zatím nelze provádět celotělově. To je způsobeno velkým počtem kosterních svalů v lidském těle. O místě a zvolené metodě vyšetření proto musí rozhodovat lékař (Trojan, 2005). Mezi další nevýhody tohoto vyšetření patří i částečná kontraindikace. Metoda není v laboratořích fyziologie prováděna u pacientů s implantovaným kardiostimulátorem či defibrilátorem a také u pacientů s chronickou antikoagulační a antiagregační terapií. Možnou komplikací by totiž mohlo být poranění elektrickým proudem, vznik pneumotoraxu, poranění periferních nervů či přenos infekce. Dalším nežádoucím účinkem v souvislosti s kardiostimulátory a defibrilátory by mohlo být přeprogramování nebo vybití baterie.

Mezi další limitující možnosti při vyšetření elektromyografem patří především trofické defekty v oblasti snímání, otoky a také nespolupráce pacienta. Naopak gravidita ve vztahu k elektromyografii žádnou kontraindikaci neznámá (Vlčková a Bednařík, 2017).

2.7.1 Akční potenciál

Při vyšetření pomocí elektromyografie se provádí záznam spontánní a **volní aktivity** vyšetřovaného svalu (Muroňová, 2009). Důležitou roli v lidském těle pak hraje neuromuskulární ploténka, od které se rozvádí depolarizace postsynaptické membrány (Klusoňová, 2011). Na základě přestupu depolarizačního proudu se tzv. akční potenciál dostane na prahovou úroveň a dojde k otevření sodných kanálů. Tento děj zajistí pozitivní prostředí uvnitř buňky, což následně vede k rozvoji dalšího akčního potenciálu (Čapek a kol., 2018). Nezbytnou součástí depolarizace je pohyb již zmiňovaných sodných iontů, díky kterým se vytváří elektromagnetické pole. Právě elektrody elektromyografu v místě vzniku elektromagnetického pole rozpoznávají napětí. Časový průběh tohoto napětí znázorňuje **akční potenciál**, který se vyznačuje velmi krátkým trváním a je základem při snímání motorických jednotek pomocí elektromyografie. Výsledkem ze snímaných akčních potenciálů z motorických jednotek je tzv. MUAP (Motor Unit Action Potential). Při použití jehlové elektromyografie dochází ke snímání akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek. Naopak u povrchových elektrod je možné detektovat akční potenciál z mnoha motorických jednotek určitého svalu (Klusoňová, 2011).

2.7.2 Jehlová elektromyografie

Jedním z typů elektromyografie je tzv. jehlová elektromyografie, která se používá tehdy, když je potřeba získat signál z konkrétních svalových vláken (Čapek a kol., 2018). Umožňuje nám hodnotit klidovou aktivitu motorických jednotek končetiny v klidové poloze, při flexi a extenzi, při ulnární a radiální duki a také při stisku a uvolnění úchopu (Čížmář, Ehler a Dufek, 2014). Snímání probíhá na základě umístění elektrody přímo do určeného místa sledovaného svalu. Existují

celkem tři druhy jehlových elektrod, mezi které se řadí koncentrické, bipolární a unipolární elektrody (Čapek a kol., 2018). Využití tohoto typu elektromyografie slouží v současné době především k diagnostice nervosvalových onemocnění (Klusoňová, 2011). Dále je možné jehlovou elektromyografií využít při studiích vedení periferních nervů (Čapek a kol., 2018). Důraz v hodnocení se klade na aktivitu během zavádění elektrod, v době klidu a během stažení svalu. Nedílnou součástí správného měření je vhodné geometrické uspořádání elektrod v závislosti na aktivních svalových vláknech a také filtrační vlastnosti tkáně a použitých elektrodách. Tato metoda je však z hlediska měření déletrvajících dynamických pohybů nevyhovující (Klusoňová, 2011).

2.7.3 Povrchová elektromyografie

Další z možností je povrchová elektromyografie, která nám poskytuje hodnoty z většího množství svalové tkáně. Její výhodou a současně nevýhodou je možnost měření většího počtu svalů s vykonáváním odlišných pohybů současně. Akční potenciály jsou v tomto případě snímány z několika motorických jednotek pomocí speciálních senzorů v podobě elektrod (Ehler, 2009, Krobot a Kolářová, 2011). Umisťují se **neinvazivně** na kůži v oblasti nad měřeným svalem. Záznamy ze všech elektrod jsou ve výsledku zpracované do tzv. interferenčního vzorce. Jedním z nejčastějších postupů povrchové elektromyografie je použití bipolárních elektrod. Ty se odborně umisťují do oblasti souběžnosti průběhu svalových vláken zkoumaného svalu. Výhodou bipolárních elektrod je možnost snímání různých akčních potenciálů v jednom okamžiku. Získaný signál je nutné zesílit pomocí diferenciálního zesilovače. Tento zesilovač pracuje na základě rozdílu potenciálů mezi jednotlivými elektrodami. Další možností při měření povrchovou elektromyografií je použití monopolárních elektrod. Ty se však v praxi z důvodu rizika snímání akčních potenciálů z okolních svalů nedoporučují (Krobot a Kolářová, 2011). V rámci povrchové elektromyografie je důležité zmínit i určité technické parametry. Jedním z těchto parametrů je nízký kožní odpor. To znamená, že před zahájením samotného měření by měla být kůže pod elektrodami dostatečně odmaštěná. Pro získání správných výsledků z elektromyografu hraje velmi významnou roli i teplota kůže (ruce, prsty), která musí být alespoň 32 °C. Kvalita záznamu však záleží na celkové přesnosti celého měření (Ehler, 2009). Pro správnou interpretaci výsledků z povrchové elektromyografie

je nutné dodržovat standardní postupy během celého měření, zpracování a vyhodnocování (Dupalová a Zaatara, 2015).

2.7.3.1 Interference u povrchové elektromyografie

Typickým nežádoucím jevem při měření pomocí elektromyografie je interference. Akční potenciály jednotlivých motorických jednotek nejsou zcela závislé, avšak určitou souhru pozorovat lze. Studie prokázaly, že u menších svalů s rozložením motorické jednotky přes celou plochu svalu je pravděpodobnost synchronizace vyšší (až 50 %). Frekvence jedné motorické jednotky odpovídá asi 6ti až 25ti akčním potenciálům za sekundu. Tato frekvence je závislá především na druhu svalu a síle kontrakce. U povrchové elektromyografie se zobrazuje několik časově posunutých napětí. Na základě tohoto jevu má výsledná křivka nepravidelný a velice složitý průběh. Kvůli těmto vlastnostem pak nelze určit výslednou křivku pouze ze sumy naměřených napětí, a proto je nezbytné využívat tzv. zákony interference. Interferenční děje se odehrávají zpravidla ve vodiči, kam se řadí například svaly, kůže či elektrody (Čapek a kol., 2018).

2.7.4 Integrovaná elektromyografie

Jak již bylo řečeno, elektromyografie je jednou z nejčastějších metod, která je ve fyziologii práce využívána při hodnocení lokální svalové zátěže. Tato zátěž se konkrétně měří tzv. metodou integrované elektromyografie. Hlavní podstatou je zaznamenávání elektrických potenciálů ze zatěžovaných svalů v delším časovém úseku. Elektrody se umísťují na kůži v oblasti sledovaných skupin flexorů a extenzorů kosterního svalstva (Jiráková a Vašina, 2009). S rostoucí svalovou kontrakcí až do maximální hodnoty dochází k postupnému zapojení všech motorických jednotek (Kotas, 2017). Velikost svalové zátěže se pak vyhodnocuje podle procent vynaložené maximální síly (% Fmax) vybrané skupiny svalů. Pro kvalitnější vyhodnocení je důležitý počet osobou vykonaných pohybů pomocí videozáznamu a také počet časových vzorků. Po skončení měření se získána data laboratorně vyhodnocují na základě grafu, ve kterém jsou patrné amplitudy (výchyly). Tyto výchyly jsou

úměrné velikosti svalové síly. Pomocí statistického programu se dále vypočítává průměrné procento z maximální svalové síly, která byla vynakládána během měření. Průměr těchto sil nesmí dle Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. překročit s převahou dynamické složky 30 % Fmax a s převahou statické složky 10 % Fmax. Dynamická práce se silou nad 70 % Fmax a statická práce se silou nad 45 % Fmax se považují za nepřijatelné (Česko, 2007, Jiráček a Vašina, 2009).

2.7.5 Signály elektromyografie

Důležitými kroky při zjišťování signálu pomocí elektromyografie je správná analýza a zpracování. Nejčastěji se používají analýzy změn frekvenčního spektra a amplitudy v závislosti na čase. První možností je tedy frekvenční analýza. Rozbor signálu se provádí tzv. Fourierovou transformací, při níž je signál převeden z časové do frekvenční oblasti. Při frekvenční analýze je však možné využít i průměrnou frekvenci, střední hodnotu frekvence a vlnový rozsah daného spektra. Tento druh analýzy se nejčastěji využívá při hodnocení svalové únavy. Další možností pro analýzu a zpracování signálu je analýza amplitudy, při níž se provádí retifikace (odstranění negativních hodnot nebo jejich převrácení do kladných) a vyhlazení amplitudy EMG (vyhlazení odchylek) (Krobot a Kolářová, 2011). Důležitou roli pro kvalitně zpracovaný signál hraje také filtrace. Ta má za úkol odfiltrovat frekvence pod 20 Hz a nad 500 Hz (mezi těmito hodnotami se vyskytuje užitečný signál). Toho lze docílit na základě použití tzv. dvoupásmového filtru. Další nezbytnou součástí pro správné zpracování signálu je offset, díky němuž osciluje signál ve stejné míře do kladných i záporných hodnot (Čapek a kol., 2018).

Z pohledu praxe je nutné, aby se záznamy z elektromyografu daly porovnávat mezi jednotlivými svaly. Je proto potřeba provést normalizaci signálu. Jedná se o proces, při kterém se naměřené hodnoty vztahují k předem stanovené referenční hodnotě. Tato hodnota je pro každého pacienta a pro každé měření individuální, neboť lze záznam ovlivnit mnoha faktory. Stanovit referenční hodnoty je možné několika způsoby. Jednou z možností je **maximální volní kontrakce**. Jedná se o velmi rozšířenou a oblíbenou normalizaci signálu EMG, při níž je naměřena maximální volní kontrakce daného svalu. Tato kontrakce se následně vztáhne k hodnotám získaných v průběhu celého měření. Nejlepším způsobem získání maximální síly při kontrakci svalu je použití dynamometru. Metoda maximální volní kontrakce je velmi oblíbená,

avšak není příliš vhodná, neboť za určité situace není měřená osoba schopna vyvinout skutečnou maximální volní sílu (omezená pohybová schopnost, snížení fyzické kondice aj.). Jinou metodou pro určení referenční hodnoty je aktivační hodnota, jejíž určení se považuje za velmi efektivní. Hodnotu lze vypočítat z průměrné hodnoty klidové svalové aktivity a směrodatných odchylek. Nejvíce se tyto postupy využívají hlavně pro hodnocení začátku aktivity svalu. Méně častou metodou je procentuální porovnání aktivity svalů testovaných bilaterálně, kde je hlavním principem vyjádření procentuálního rozdílu mezi levým a pravým svalem při symetrických aktivitách. Mezi nejméně časté postupy pro získání referenční hodnoty je určení průměrné hodnoty amplitudy či maximální hodnoty amplitudy aktivity měřeného svalu (Krobot a Kolářová, 2011).

2.8 Dynamometrie

Před samotným měřením pomocí elektromyografie se využívá dynamometrie sloužící ke zjištění velikost síly, kterou jedinec dokáže v dané končetině vyvinout. Jako nejvýznamnější senzory dynamických mechanismů kostí se považují tzv. osteocyty produkující specifické proteiny. Jejich hlavním úkolem je řízení lokálních a systémových procesů při vnímání mechanické zátěže kostí. S tím velmi úzce souvisí statické a dynamické režimy svalových skupin, kterými se zabývají kinetické a kinematické metody. Jednou z nejčastěji používaných metod pro snímání svalové aktivity je již zmiňovaná elektromyografie (Mokruschová, Šifta a Bittner, 2015). Vedle ní je však i další metoda, která slouží pro stanovení statických vlastností svalů a aktuálního stavu svalové síly horních i dolních končetin (Matysková, Souček a Zemková, 2014, Strejcová a kol., 2011). Jedná se o **ruční mechanický dynamometr** (Matysková, Souček a Zemková, 2014). Pomocí dynamometrie lze číselně vyjádřit funkční úroveň horních končetin (Bastlová, Javůrková a Jančíková, 2014). Výkony svalů vybraných končetin lze určit okamžitě, průměrně nebo maximálně. Samotné naměření svalové síly se provádí nejčastěji ve stoje a spočívá v přiložení končetiny na měřicí přístroj s pohyblivou rukojetí a tlačení proti snímači (Baláš, 2013, Černá, Černý a Kabešová, 2016, Strejcová a kol., 2011). U některých druhů dynamometrů je možné přizpůsobit rozměry přístroje rozměrům končetiny (Baláš, Strejcová a Šimková, 2013). Pro získání optimálních hodnot je při stisku přístroje zakázáno opírat

končetinu. Je také nutné, aby stisk ruky probíhal plynule s narůstající snahou až do dosažení maximální možné síly (Došla a Meško, 2015). Ve většině studií se uvádí, že hodnoty naměřené maximální volní síly svalů ruky a předloktí jsou zpravidla vyšší u dominantní ruky. Toto zjištění platí pro leváky i praváky (Pačes, Zháněl a Vodička, 2016).

Během samotného hodnocení se provádí měření izokinetické síly flexorů a extenzorů daných končetin (Strejcová a kol., 2011). Při použití dynamometrie je možné zjistit také maximální moment síly, celkovou práci svalů, průměrný výkon a čas do maximálního momentu síly (Strejcová a Vopat, 2014). Každý testovaný jedinec má zpravidla dva pokusy na každou končetinu. Ze dvou naměřených hodnot se vždy vybere ta vyšší (Došla a Meško, 2015). Výstupní hodnotou je nakonec maximální izometrická svalová síla při stisku ruky, která se ve většině laboratoří zapisuje v kilogramech či newtonech (Matysková, Souček a Zemková, 2014). Právě svalová síla má velký vliv na pevnost a vývoj kostí. Dostatečná pevnost znamená značnou úroveň odolnosti kostí vůči deformaci vlivem maximální volní síly kosterních svalů (Souček a kol., 2017). Samotný výsledek měření je velmi ovlivněn věkem, pohlavím, fyzickou a psychickou kondicí daného jedince, zkušenostmi či prostředím (Strejcová, Baláš a Süß, 2010). Na základě těchto faktů je pro získání optimálních výsledků nezbytné správné zvolení polohy dynamometru, pozice sledované končetiny, počet měření a také výběr referenčních dat. Jednou z hlavních nevýhod této metody je možnost pouze lokálního hodnocení svalové síly. Hodnota maximální volní síly tak nijak nesouvisí s časem ani rychlostí. Hlavní výhodou dynamometrie je možnost naměření točivého momentu svalů (Matysková, Souček a Zemková, 2014). Dalšími výhodami jsou také jednoduchost, dostupnost či nízké nároky na technické vybavení laboratoří (Bastlová, Javůrková a Jančíková, 2014).

3 Výzkumná část

Ve výzkumné části diplomové práce se může čtenář dočíst o postupech při tvorbě výzkumné části. Kapitola výzkumné části obsahuje jednotlivé podkapitoly týkající se cílů a výzkumných předpokladů, metodiky práce, charakteristiky výzkumného souboru a metod, charakteristiky sběru dat, statistického zpracování dat, analýzy dat a v neposlední řadě analýzy výzkumných cílů a předpokladů. Stanovené cíle a předpoklady jsou dále porovnávány s odbornou literaturou v diskuzi. Zjištěné výsledky práce jsou popsány v samotném závěru práce.

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Jedním z cílů práce bylo na základě syntézy aktuálních poznatků a vlastních šetření zjistit, jak nejlépe a efektivně stanovit maximální volní sílu svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje před samotným hodnocením lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie. Postupné kroky:

- 1) Shrnutí aktuálních poznatků o svalové soustavě ruky a předloktí a integrované elektromyografii.
- 2) Realizace vlastního šetření zaměřeného na efektivní určení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje.
- 3) Navržení vhodných postupů v rámci optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí.

Výzkumným předpokladem práce byla optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje. Tato síla je v současné době vyhodnocována na základě předurčených postupů, avšak i přes jejich přesná dodržování dochází během některých měření k překročení maximálních hodnot určených během kalibrace. Mezi postupy používané pro získání maximální volní síly svalů ruky a předloktí ještě před samotnou optimalizací manévru patřily podhmat s dynamometrem sloužící pro zapojení flexorů horních končetin a dále tlak konečků prstů proti odporu pro zapojení extenzorů horních končetin. Výzkumnou otázkou této práce bylo, zda lze navrhnout takové postupy, aby stanovená hodnota maximální síly během kalibrace nepřekročila hodnoty během samotného měření.

3.2 Metodika výzkumu

Výzkum a samotné měření dat pro tvorbu praktické části této diplomové práce byly prováděny pod vedením a přímým dohledem zaměstnanců laboratoře a ergonomie práce. Všechna provedená měření se konala v rámci Laboratoře ergonomie a fyziologie práce v automobilovém závodě v Mladé Boleslavi na probandech z běžných pracovních pozic operátor výroby. Výzkumný vzorek se skládal z 15ti probandů měřených před optimalizací manévru a 15ti probandů po optimalizaci manévru. Všichni zúčastnění se museli držet předem stanovených postupů, které byly navrženy přímo pro měření v souvislosti s optimalizací manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie.

Na základě různorodosti náhodného výběru výzkumného vzorku bylo snahou docílit takových upravení manévru, které by byly optimální v souvislosti se stanovením maximální svalové síly pro všechny zaměstnance dělnických pozic bez ohledu na jejich věk, váhu, fyzickou kondici, zkušenosti a mnoho dalších. Právě provádění výzkumu na vzorku odlišných jedinců umožní v budoucí činnosti specializovaných laboratoří získané výsledky využít pro všechny skupiny zaměstnanců s významným uplatněním svalových sil horních končetin během vykonávání přidělené práce na daných pozicích.

Od listopadu 2019 do června 2020 byl prováděn vlastní výzkum. Od dubna do června 2020 byly vyhodnocovány výsledky z naměřených dat. Od prosince 2019 do června 2020 byla diplomová práce postupně zpracovávána.

3.2.1 Charakteristika výzkumného souboru

V zadání diplomové práce bylo původně uvedeno 50 probandů, avšak v souvislosti s přijetím krizového opatření (Usnesení vlády České republiky) ze dne 15. března 2020 s účinností od 16. března 2020 tohoto předpokladu nebylo možné docílit (Česko, 2020). Z výše uvedeného důvodu bylo pro získání potřebných dat během měření výzkumné části náhodně vybráno pouze 30 (15 před optimalizací manévru a 15 po optimalizaci manévru) zaměstnanců automobilového závodu v Mladé Boleslavi z dělnických pozic, kteří byli pečlivě a dostatečně obeznámeni s tím, že během výzkumu bude využito neinvazivních metod. Probandi byli také seznámeni s tím,

že veškerá měření budou prováděna v rámci zaměstnání se zachováním jejich anonymity.

Tab. 1 Tabulka základních informací o zkoumaných probandech

Zdroj (autor)

Proband	Pohlaví	Rok narození	Délka praxe [roky]	Váha [kg]	Výška [cm]	Fmax PHK/LHK [N]	Překročení Fmax během měření
Před optimalizací							
1	muž	1973	2	95	180	450/420	ano
2	muž	1977	2,5	100	182	550/570	ano
3	muž	1973	10	87	170	530/520	ano
4	muž	1971	2	83	178	430/430	ano
5	muž	1983	16	110	173	700/600	ne
6	muž	1984	1	84	181	200/170	ano
7	muž	1971	6	82	169	460/440	ano
8	muž	1991	1	127	193	550/510	ne
9	muž	1985	2	78	178	450/550	ano
10	muž	1996	3	63	169	450/400	ano
11	muž	1997	1	88	175	620/520	ne
12	žena	1970	13	74	158	200/400	ne
13	muž	1961	16	87	173	460/450	ano
14	žena	1994	2	56	158	200/700	ne
15	muž	1993	3	65	175	580/550	ne
Průměr	X	1981	5,5	85	174	455/469	X
Minimum	X	1969	1	56	158	200/170	X
Maximum	X	1997	16	127	193	700/700	X
Po optimalizaci							
1	muž	1971	8	80	175	368/373	ne
2	muž	1988	2	87	183	711/593	ne
3	žena	1969	11	53	150	247/208	ne
4	muž	1981	2	106	195	510/460	ne
5	žena	1974	3	63	176	453/452	ne
6	muž	1978	7	85	180	443/460	ne
7	muž	1959	30	64	175	426/399	ne

8	muž	1978	22	70	182	453/453	ne
9	žena	1982	1	81	170	150/200	ano
10	muž	1959	0,5	75	170	490/371	ne
11	muž	1966	5	85	185	621/539	ne
12	muž	1974	12	90	183	436/401	ne
13	muž	1961	25	105	180	455/498	ne
14	muž	1977	5	84	177	405/403	ne
15	muž	1963	26	92	185	474/520	ne
Průměr	X	1972	11	81	178	443/442	X
Minimum	X	1959	1	53	150	150/200	X
Maximum	X	1988	30	106	195	711/593	X

Ve výše uvedené tabulce (viz Tab. 1) jsou vypsány základní informace o jednotlivých zkoumaných a měřených probandech. Výzkumné části v mé diplomové práci se zúčastnilo celkem 30 zaměstnanců ve věku 23 až 61 let (15 zaměstnanců před optimalizací manévru a 15 zaměstnanců po optimalizaci manévru). V tabulce je také možné vyčíst rok narození, váhu, výšku, délku praxe v automobilovém závodu, maximální sílu pravé a levé horní končetiny naměřenou pomocí dynamometru a také to, zda během měření došlo k překročení maximální síly. Z těchto informací byl nakonec vypočítán průměr, maximální a minimální hodnota. Již na první pohled je z výsledků zřejmé, že jedinci nijak výrazně nevykazovali žádné společné rysy, a proto mohou být výsledky práce dále využity pro širší skupinu lidí bez ohledu na jejich anatomickou a fyziologickou stavbu těla, věk aj. Ve sloupci s informacemi o překročení F_{max} během měření je možné vyčíst, že před optimalizací překročilo tuto hodnotu devět měřených osob z patnácti, a po optimalizaci došlo k překročení F_{max} pouze u jednoho probanda z patnácti.

3.2.2 Charakteristika výzkumných metod

Při vyšetřování **lokální svalové zátěže** byla použita metoda integrované elektromyografie (iEMG) přístrojem **EMG Holter** (viz Obr. 1, Obr. 2, Obr. 3, Obr. 4). Toto zařízení umožňuje získat informace o aktivitě elektrických potenciálů svalových skupin ruky a předloktí v reálném čase. Proces integrace znamená předem definovaný matematický proces, který vypočítává plochu opsanou křivkou EMG. Pro integraci EMG signálů je nutné použití celovlnného usměrňovače a elektronického integrátoru. Integrovaný elektromyograf představuje celkovou svalovou aktivitu a je funkcí amplitudy, trvání a frekvence jednotlivých EMG potenciálů. Pro měření ve výzkumné části byl použit přenosný EMG Holter, který zaznamenával fyziologické veličiny se čtyřmi EMG moduly. Hodnocené změny EMG potenciálů pro svalové skupiny extenzorů byly nastaveny jako EMG 1 pro extenzory pravého předloktí, EMG 2 pro flexory pravého předloktí, EMG 3 pro extenzory levého předloktí a EMG 4 pro flexory levého předloktí.

EMG potenciály byly v našem případě snímány speciálními povrchovými elektrodami. Potenciály vzniklé při svalové aktivitě měřil a zaznamenával samotný EMG modul. Snímaný signál byl zesílen diferenciálním zesilovačem, filtrován (potlačeny složky s frekvencí 50 Hz indukované z elektrorozvodné sítě), celovlnově usměrněn, integrován, digitalizován a průběžně ukládán do paměti. EMG signály byly vzorkovány 20krát za sekundu. Následně byla vypočtena jejich průměrná hodnota, která se ukládala do paměti přístroje. Získaná data byla zpracována počítačovým programem (SW verze GETA 3.5.7.) a byla vypočtena časově nebo normově vážená celosměnová průměrná hodnota vynakládané svalové síly vyjádřená v procentech z maximální síly – referenční hodnoty. Při výpočtu byl odečten posun křivky od nulové linie. Průměrné hodnoty byly stanoveny i pro jednotlivé pracovní operace a svalové skupiny.



Obr. 1 Přední strana EMG Holteru

Zdroj (autor)



Obr. 2 Zadní strana EMG Holteru

Zdroj (autor)



Obr. 3 Horní strana EMG Holteru

Zdroj (autor)

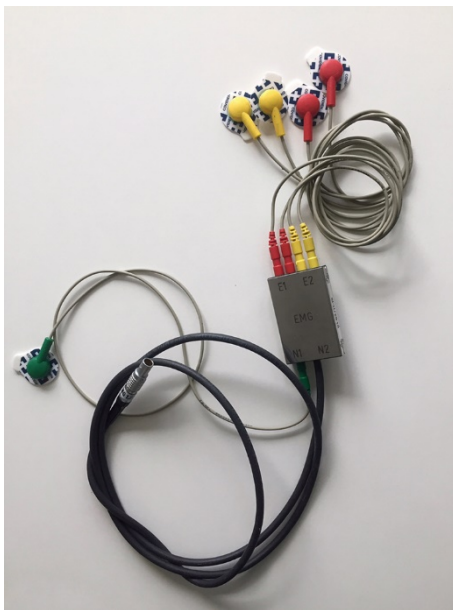


Obr. 4 Baterie pro EMG Holter

Zdroj (autor)

3.2.3 Charakteristika sběru dat

Pro sběr dat k vytvoření výzkumné části mé diplomové práce byl nutný vhodný výběr vzorku probandů. Do výzkumu a měření se zapojilo celkem 30 jedinců (15 probandů před optimalizací manévru a 15 probandů po optimalizaci manévru), kteří byli seznámeni s veškerými postupy a pravidly pro získání optimálních výsledků. Důležitou roli hrála informace, že měření proběhne neinvazivní metodou. Zaměstnanci byli také obeznámeni s tím, že mají vykonávat pracovní činnosti jako za běžných pracovních podmínek ve standardním tempu. Samotné měření nebylo pro měřené subjekty nijak časově náročné, jelikož vše probíhalo v rámci běžné pracovní směny. Nezbytnou součástí pro sběr potřebných dat bylo důkladné připravení samotných měřicích přístrojů i pracoviště a také informovanost a zaškolení pracovníků v rámci použití ručního dynamometru a EMG Holteru. Mezi použité měřicí a záznamové přístroje patřil EMG Holter typu EMGh osazený čtyřmi EMG kanály s interface s izolační bariérou (viz Obr. 5) a ruční dynamometr KERN MAP (viz Obr. 6).



Obr. 5 EMG kanály a interface

Zdroj (autor)



Obr. 6 Ruční dynamometr

Zdroj (autor)

3.2.4 Charakteristika statistického zpracování dat

Prvním důležitým úkolem v rámci charakteristiky statistického zpracování dat bylo vytvoření tabulky se seznamem měřených osob. O měřených osobách je v tabulce možné vyčíst jejich pohlaví, rok narození, délku praxe v automobilovém závodu, váhu, výšku a maximální sílu z dynamometru na pravé a levé horní končetině. S výjimkou pohlaví byl z těchto hodnot dále vypočítán průměr, maximum a minimum.

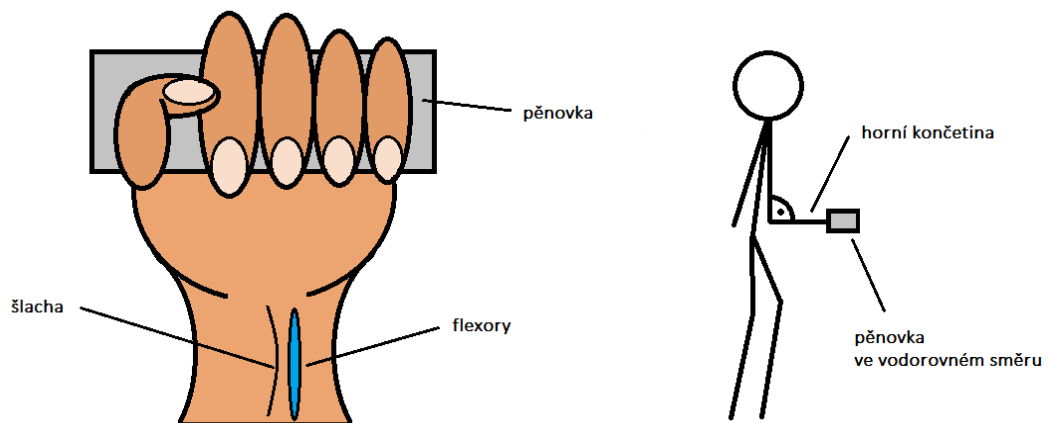
Dalším úkolem při zpracování dat bylo zpracování EMG potenciálů, které byly v našem případě snímány povrchovými elektrodami. Tyto potenciály zaznamenával modul příslušného EMG Holteru. Pro správné zesílení signálu byl nezbytně nutný diferenciální zesilovač. Na potlačení složek indukovaných z rozvodné sítě s frekvencí 50 Hz sloužila filtrace. Mezi další nezbytné postupy při zpracování signálu patřilo celovlnné usměrnění, integrace, digitalizace a průběžné ukládání do paměti. Vzorkování signálu probíhalo 20krát za sekundu. Na celkovém zpracování signálu se podílel počítačový program (SW verze GETA 3.5.7.).

3.3 Analýza výzkumných dat

Pro správnou analýzu výzkumných dat bylo nutné zajistit náhodný výběr probandů pro měření potřebných dat z EMG (celkem 15 probandů před optimalizací a 15 probandů po optimalizaci). Na základě měření pomocí dynamometru byla data shromážděna do tabulky probandů. Naopak získaná data z EMG Holteru, který byl použit pro měření lokální svalové zátěže ruky a předloktí, byla data zpracována příslušným softwarem a dále vyhodnocena v podobě grafů (viz Graf 1-14).

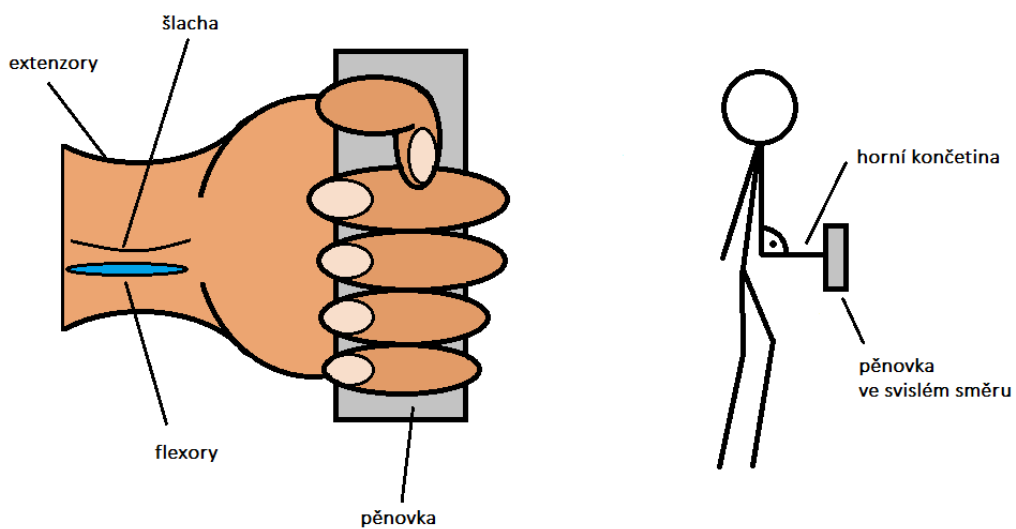
Hlavními postupy pro optimální získání maximální síly bylo stanovení pohybů, během kterých se z fyziologického hlediska zapojuje většina svalových skupin (v našem případě flexory i extenzory) horních končetin. Jednalo se o **supinaci předloktí** pro zapojení skupiny flexorů (podhmat s pěnovkou) (viz Obr. 7). Při tomto manévru byl proband ve stoje a udržoval si pravý úhel mezi hrudníkem a měřenou končetinou. Během tohoto pohybu měřená osoba tiskla pěnovku, při čemž dlaň směřovala nahoru a byla ve vodorovné poloze se zemí. Dále jsme při měření použili **neutrální polohu** s pěnovkou pro zapojení flexorů i extenzorů (viz Obr. 8). Jednalo se o obdobný postup jako u supinace předloktí s tím rozdílem, že dlaň směřovala svisle k podlaze. Posledním manévrem byla **dorzální flexe ruky**,

pro kterou bylo charakteristické předpažení horních končetin se současnou orientací a tlačím konečků prstů směrem k obličeji sloužící k zapojení extenzorů předloktí (viz Obr. 9). Návrh jednotlivých manévrů byl zvolen na základě praxe a poznatků z minulých měření a po konzultaci s ergoterapeuty a dalšími pracovníky Laboratoře ergonomie a fyziologie práce v automobilovém závodu v Mladé Boleslavi.



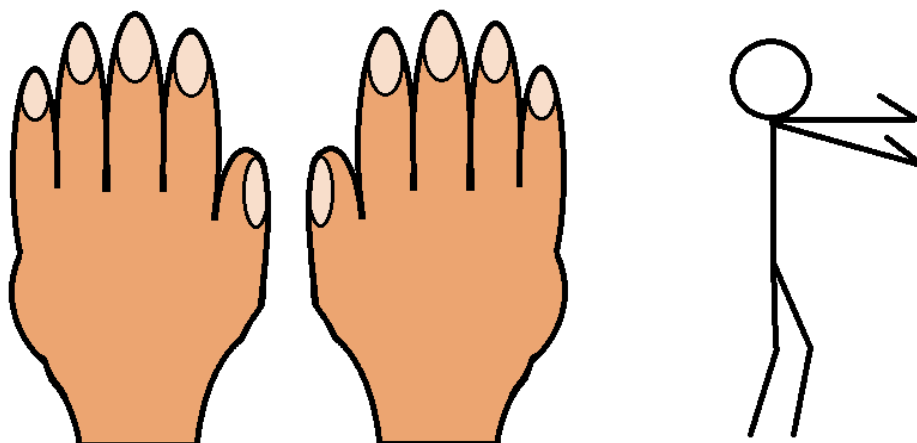
Obr. 7 Supinace předloktí

Zdroj (autor)



Obr. 8 Neutrální poloha

Zdroj (autor)



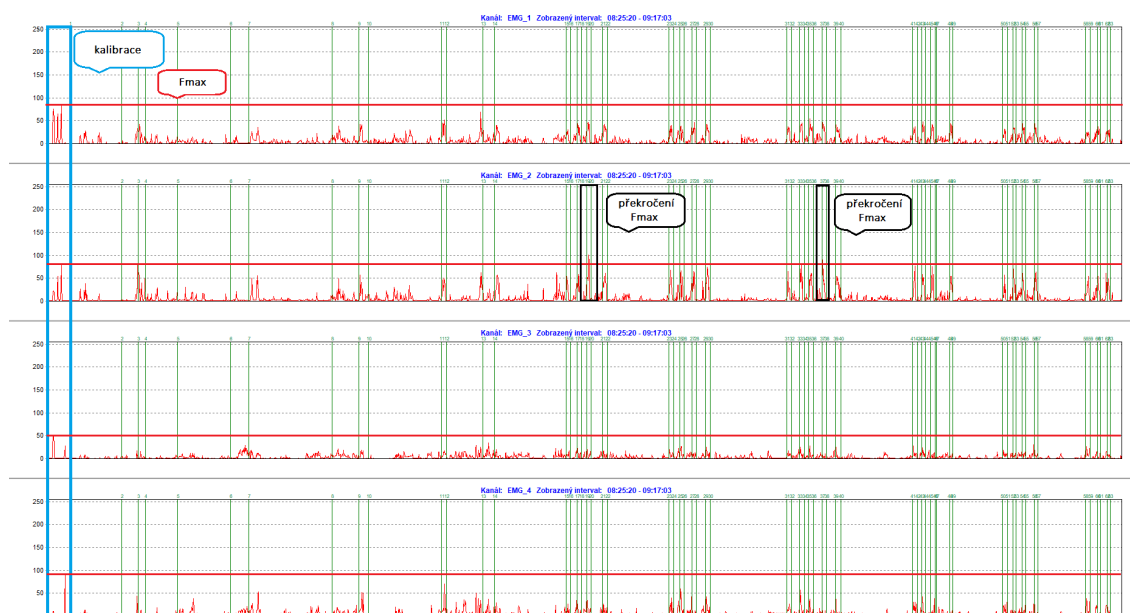
Obr. 9 Dorzální flexe ruky

Zdroj (autor)

Pro názornou ukázkou naměřených výsledků bylo v níže uvedených grafech (viz Graf 1 - Graf 14) náhodně vybráno 7 probandů měřených před optimalizací manévru a 7 probandů po optimalizaci manévru. U měřených osob před optimalizací manévru byl využit při kalibraci přístroje pro získání maximální volní síly svalů podhmat s dynamometrem sloužící pro zapojení flexorů horních končetin a dále tlak konečků prstů proti odporu pro zapojení extenzorů horních končetin. Po optimalizaci manévru byla pro získání maximální síly při kalibraci přístroje použita výše uvedená supinace předloktí, neutrální poloha a dorzální flexe ruky. Grafy ostatních probandů (8 před optimalizací a 8 po optimalizaci manévru) jsou uvedeny v přílohách (viz Příloha A – Příloha P).

1. proband – před optimalizací:

Prvním probandem pro měření lokální svalové zátěže před optimalizací manévru byl muž ve věku 47 let s délkou praxe v 2 roky. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 450 N a na levé horní končetině 420 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže přesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace na druhém svodu (flexory pravé horní končetiny) (viz Graf 1). Tento jev se považuje za nežádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 52 minut.



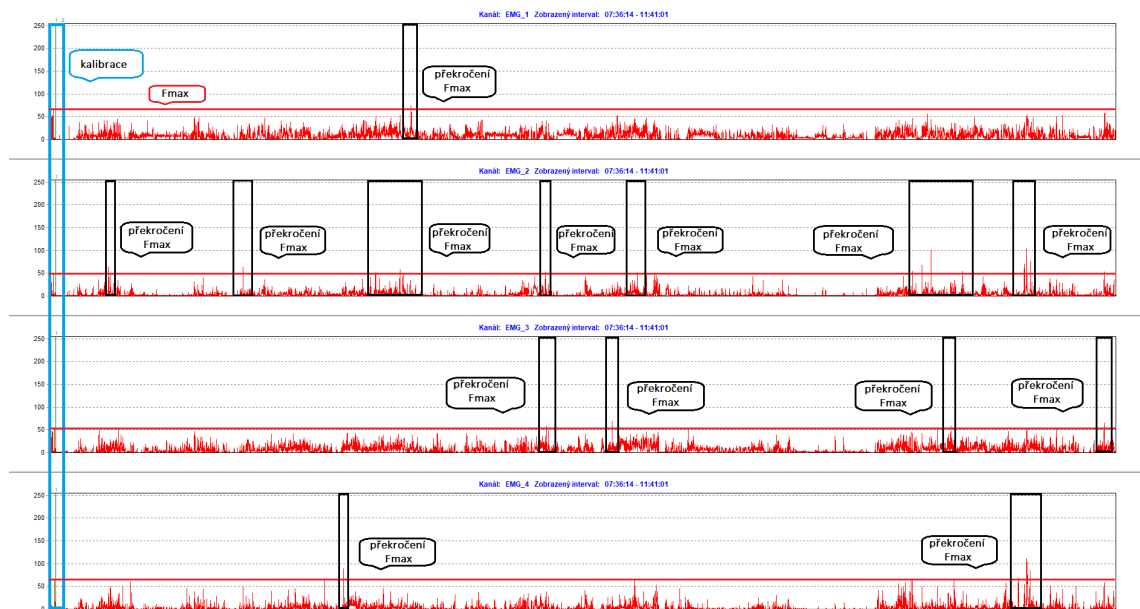
Graf 1 1. proband - před optimalizací

Zdroj (autor)

Na výše uvedeném grafu je možné vidět křivku z EMG Holteru. Ta nám udává informace o aktivitě elektrických potenciálů svalových skupin rukou a předloktí v reálném čase. Jedná se o křivky ze 4 svodů. První (extenzory) a druhý (flexory) svod představuje data naměřená na pravé horní končetině. Naopak třetí (extenzory) a čtvrtý (flexory) svod znázorňuje data naměřená z levé horní končetiny. V modrém rámečku je ohraničen úsek, během něhož docházelo před samotným měřením ke kalibraci pro stanovení maximální síly F_{max} . Tato síla je na grafu pro zjednodušení zakreslena červenou vodorovnou čarou. V černých rámečcích je možné nalézt úseky, kde došlo během měření k pro nás nežádoucímu jevu, tedy překročení F_{max} .

3. proband – před optimalizací:

Třetím probandem pro měření lokální svalové zátěže před optimalizací manévru byl muž ve věku 47 let s délkou praxe 10 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 530 N a na levé horní končetině 520 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže přesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace na všech čtyřech svodech (extenzory pravé a levé horní končetiny, flexory pravé a levé horní končetiny) (viz Graf 2). Tento jev se považuje za nežádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 1 hodina a 5 minut.

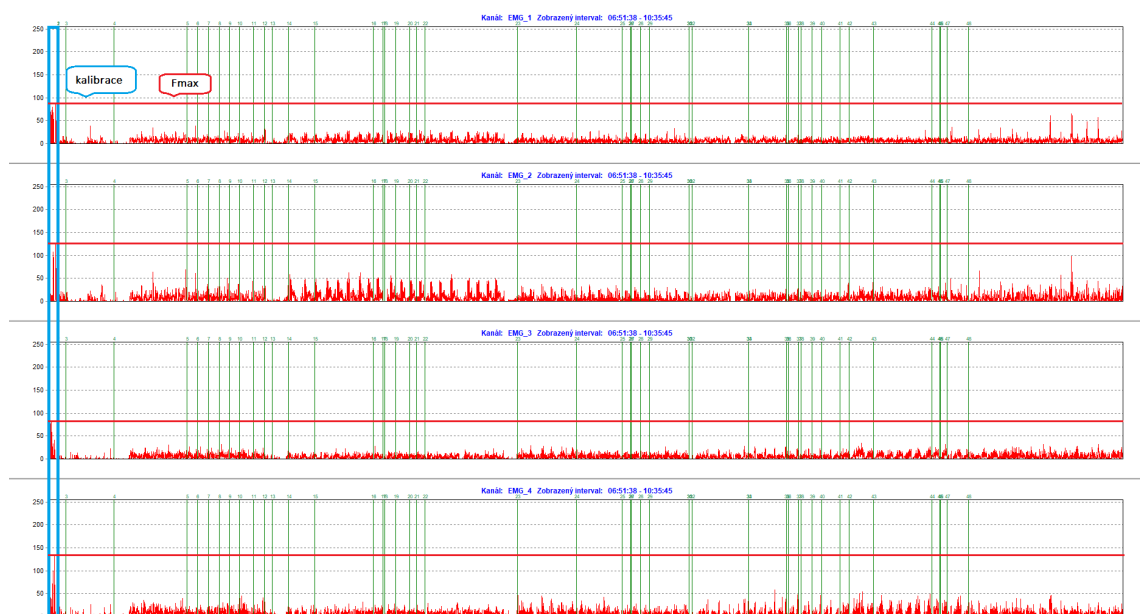


Graf 2 3. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

5. proband – před optimalizací:

Pátým probandem pro měření lokální svalové zátěže před optimalizací manévru byl muž ve věku 37 let s délkou praxe 16 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 700 N a na levé horní končetině 600 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 3). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 44 minut.

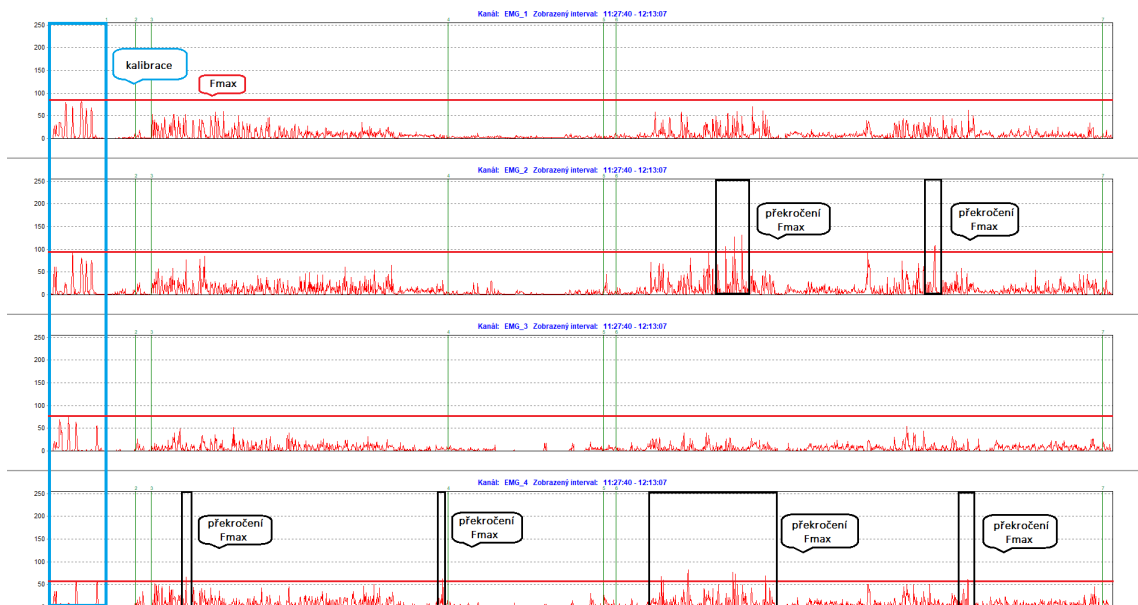


Graf 3 5. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

6. proband – před optimalizací:

Šestým probandem pro měření lokální svalové zátěže před optimalizací manévru byl muž ve věku 36 let s délkou praxe 1 rok. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 200 N a na levé horní končetině 170 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže přesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace na druhém a čtvrtém svodu (flexory pravé a levé horní končetiny) (viz Graf 4). Tento jev se považuje za nežádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 46 minut.

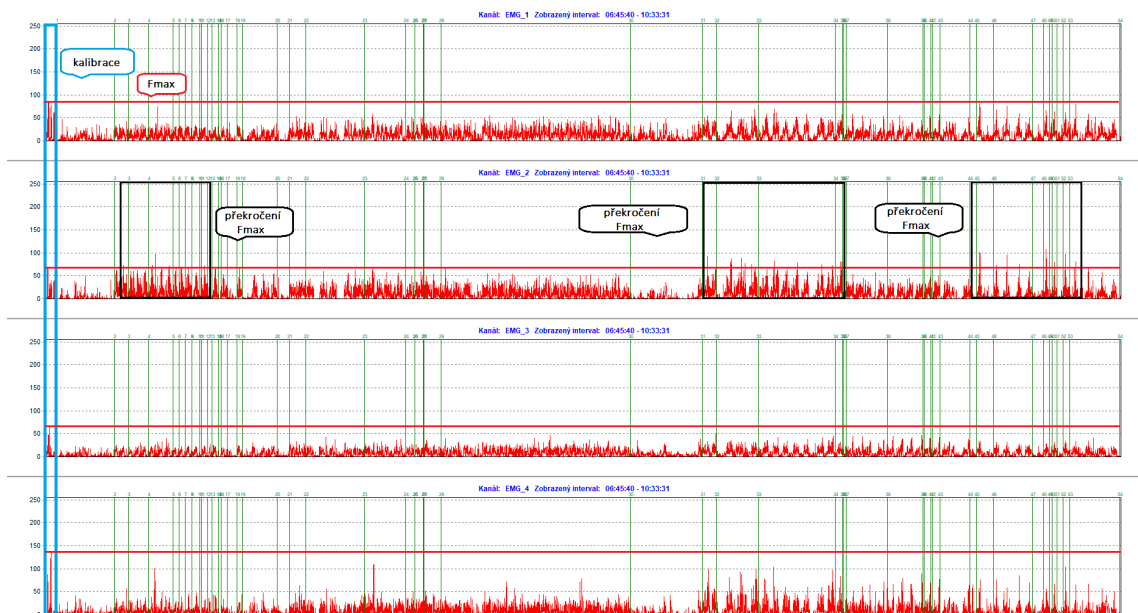


Graf 4 6. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

10. proband – před optimalizací:

Desátým probandem pro měření lokální svalové zátěže před optimalizací manévru byl muž ve věku 24 let s délkou praxe 3 roky. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 450 N a na levé horní končetině 400 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže přesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace na druhém svodu (flexory pravé horní končetiny) (viz Graf 5). Tento jev se považuje za nežádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 48 minut.

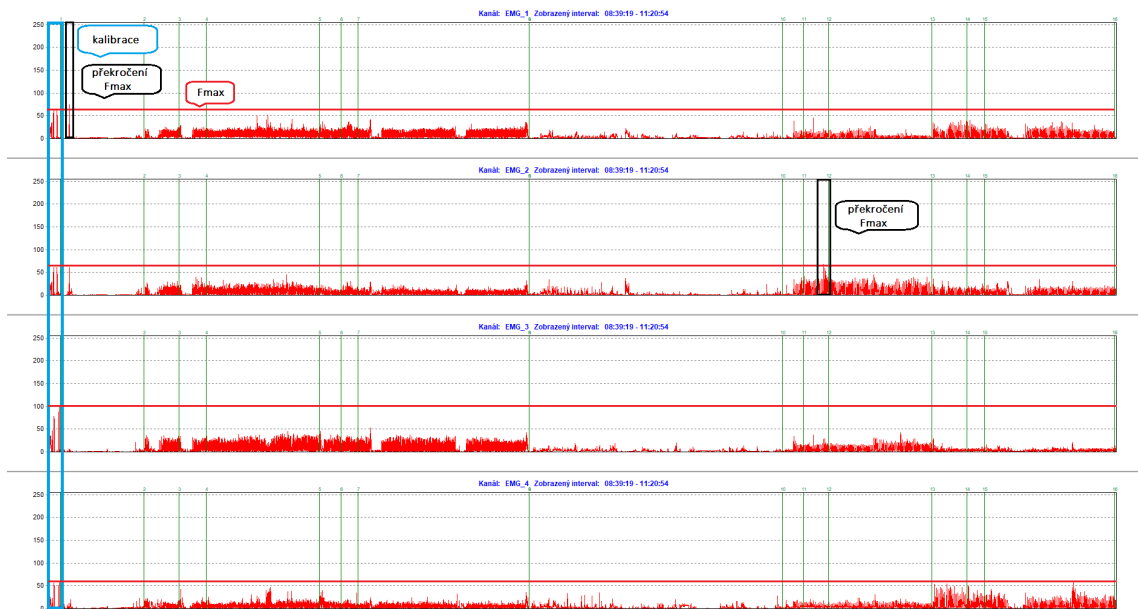


Graf 5 10. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

13. proband – před optimalizací:

Třináctým probandem pro měření lokální svalové zátěže před optimalizací manévru byl muž ve věku 59 let s délkou praxe 16 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 460 N a na levé horní končetině 450 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže přesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace na prvním a druhém svodu (extenzory a flexory pravé horní končetiny) (viz Graf 6). Tento jev se považuje za nežádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 41 minut.

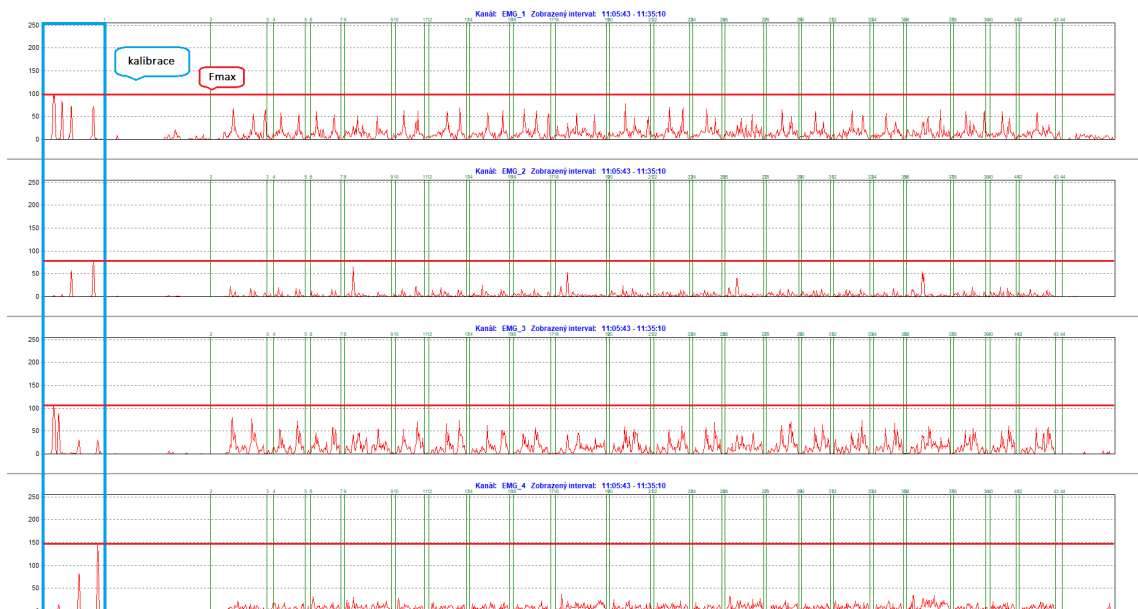


Graf 6 13. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

15. proband – před optimalizací:

Patnáctým probandem pro měření lokální svalové zátěže před optimalizací manévru byl muž ve věku 27 let s délkou praxe 3 roky. Její maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 580 N a na levé horní končetině 550 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 7). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 30 minut.



Graf 7 15. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

3. proband – po optimalizaci:

Třetím probandem pro měření lokální svalové zátěže po optimalizaci manévru byla žena ve věku 51 let s délkou praxe 11 let. Její maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 247 N a na levé horní končetině 208 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 8). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 50 minut.

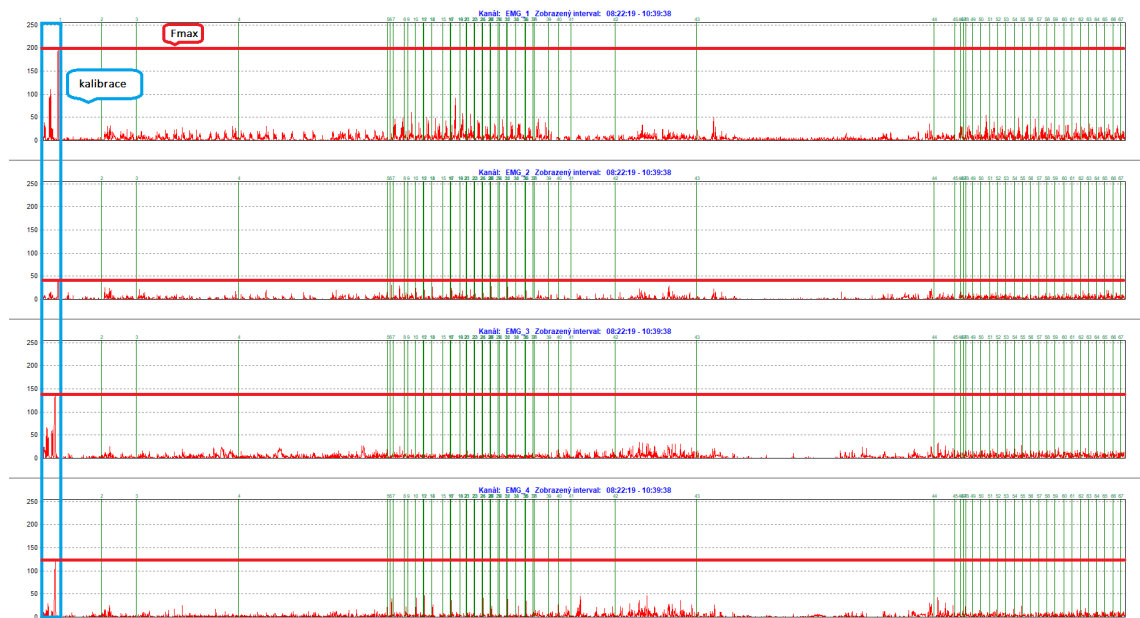


Graf 8 3. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

4. proband – po optimalizaci:

Čtvrtým probandem pro měření lokální svalové zátěže po optimalizaci manévru byl muž ve věku 39 let s délkou praxe 2 roky. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 510 N a na levé horní končetině 460 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 9). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 1 hodina a 17 minut.



Graf 9 4. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

6. proband po optimalizaci:

Šestým probandem pro měření lokální svalové zátěže po optimalizaci manévru byl muž ve věku 42 let s délkou praxe 7 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 443 N a na levé horní končetině 460 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 10). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 2 hodiny a 11 minut.

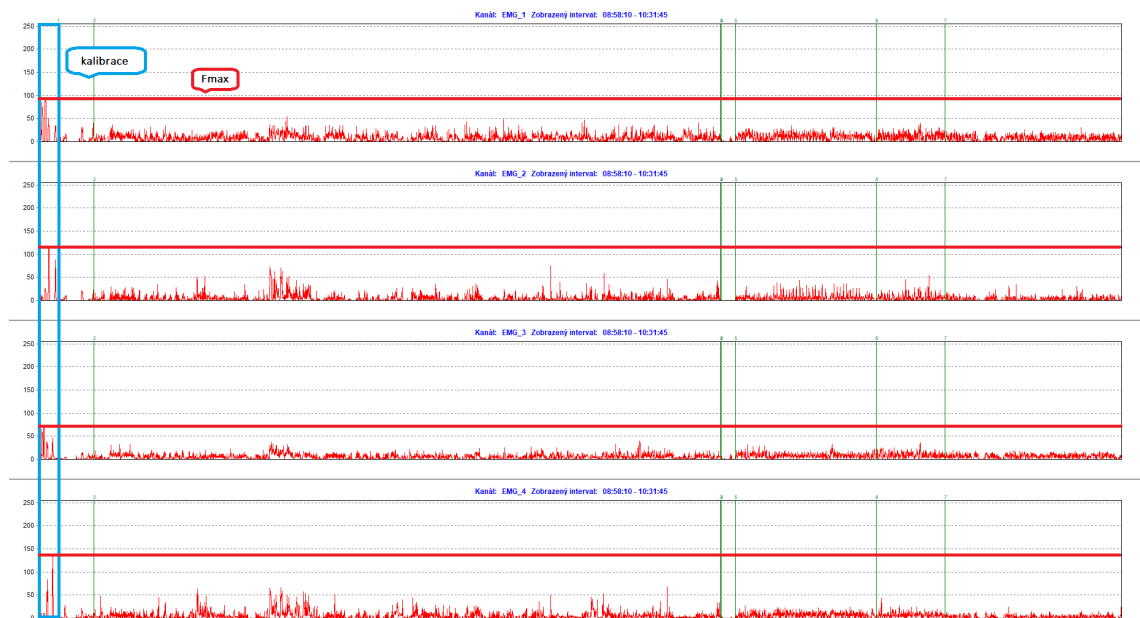


Graf 10 6. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

8. proband – po optimalizaci:

Osmým probandem pro měření lokální svalové zátěže po optimalizaci manévru byl muž ve věku 42 let s délkou praxe 22 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 453 N a na levé horní končetině 453 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 11). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 1 hodina a 34 minut.



Graf 11 8. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

12. proband – po optimalizaci:

Dvanáctým probandem pro měření lokální svalové zátěže po optimalizaci manévru byl muž ve věku 46 let s délkou praxe 12 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 436 N a na levé horní končetině 401 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 12). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 1 hodina a 3 minuty.

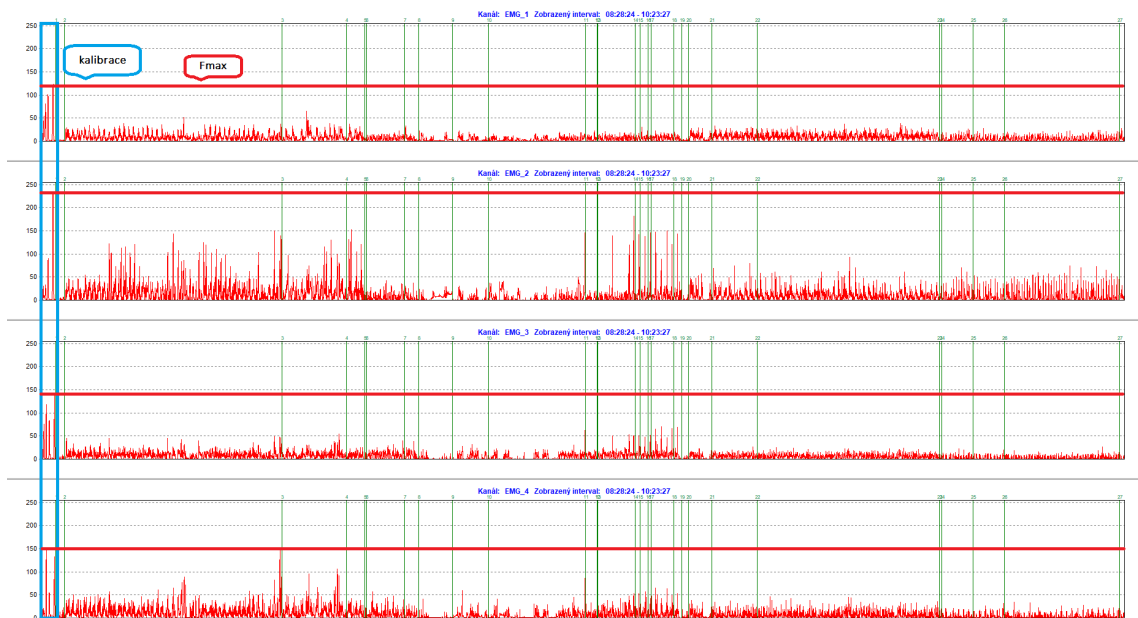


Graf 12 12. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

14. proband – po optimalizaci:

Čtrnáctým probandem pro měření lokální svalové zátěže po optimalizaci manévru byl muž ve věku 43 let s délkou praxe 25 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 405 N a na levé horní končetině 403 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 13). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 1 hodina a 55 minut.

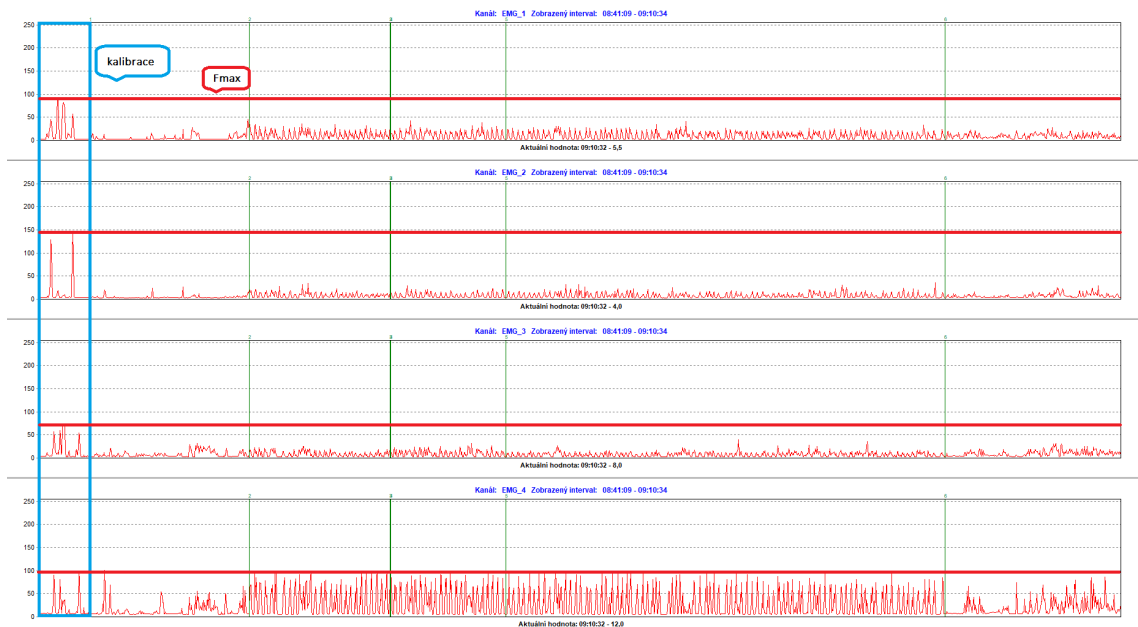


Graf 13 14. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

15. proband – po optimalizaci:

Patnáctým probandem pro měření lokální svalové zátěže po optimalizaci manévru byl muž ve věku 57 let s délkou praxe 26 let. Jeho maximální síla naměřená pomocí dynamometru činila na pravé horní končetině 474 N a na levé horní končetině 520 N. Na základě křivky z EMG Holteru bylo patrné, že hodnoty během samotného měření svalové zátěže nepřesáhly maximální hodnotu stanovenou během kalibrace (viz Graf 14). Tento jev se považuje za žádoucí. Celková doba měření u tohoto probanda byla 29 minut.



Graf 14 15. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

3.4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů

Prvním z cílů této diplomové práce bylo na základě syntézy aktuálních poznatků a vlastních šetření zjistit, jak nejlépe a efektivně stanovit maximální volní sílu svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje před samotným hodnocením lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie. Po shromáždění všech potřebných zdrojů a nezbytných materiálů v oblasti svalové síly a elektromyografie byl splněn jeden z důležitých cílů této práce. Smyslem tohoto úkolu bylo shrnutí aktuálních poznatků o svalové soustavě ruky a předloktí a integrované elektromyografii. Teoretická část obsahuje kapitoly související s anomií horních končetin, biomechanikou horních končetin, fyziologií horních končetin, fyziologií práce, pracovním lékařstvím, legislativou, elektromyografií a dynamometrií. Druhým cílem práce byla realizace vlastního šetření zaměřeného na efektivní určení maximální síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje. Třetím cílem bylo stanovení vhodné metody pro získání maximální síly. Jedním ze způsobů pro optimalizaci manévru bylo navržení vhodných metod v rámci optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí.

Výzkumným předpokladem práce v rámci druhého a třetího cíle byla optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje. Tato síla je v současné době vyhodnocována na základě předurčených postupů, avšak i přes jejich přesná dodržování dochází během některých měření k překročení maximálních hodnot určených během kalibrace. Hlavní výzkumnou otázkou této práce bylo, zda lze navrhnout takové postupy, aby stanovená hodnota maximální síly během kalibrace nepřekročila hodnoty během samotného měření. Na základě vytvoření teoretické a praktické části této diplomové práce je možné říci, že lze určit takové postupy, které nám zajistí vhodné stanovení maximální síly, aniž by došlo k jejímu překročení během samotného měření. Toho bylo docíleno pomocí pohybů v podobě **supinace** předloktí pro zapojení skupiny flexorů (podhmat s pěnovkou) (viz Obr. 7), **neutrální polohy** s pěnovkou pro zapojení flexorů i extenzorů (viz Obr. 8) a **dorzální flexe ruky**, pro kterou je charakteristické předpažení horních končetin se současnou orientací konečků prstů směrem k obličejí sloužící k zapojení extenzorů předloktí (viz Obr. 9).

Tab. 2 Tabulka probandů a porovnání překročení jejich Fmax před optimalizací
a po optimalizaci manévru

Zdroj (autor)

Proband (před optimalizací)	Překročení Fmax během měření	Proband (po optimalizaci)	Překročení Fmax během měření
1	ano	1	ne
2	ano	2	ne
3	ano	3	ne
4	ano	4	ne
5	ne	5	ne
6	ano	6	ne
7	ano	7	ne
8	ne	8	ne
9	ano	9	ano
10	ano	10	ne
11	ne	11	ne
12	ne	12	ne
13	ano	13	ne
14	ne	14	ne
15	ne	15	ne

4 Diskuze

Cílem práce bylo na základě syntézy aktuálních poznatků a vlastních šetření zjistit, jak nejlépe a efektivně stanovit maximální volní sílu svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje před samotným hodnocením lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie.

Pro splnění **popisného cíle** této diplomové práce byla vytvořena rešerše poznatků o svalové soustavě ruky a předloktí a integrované elektromyografii. Toho bylo dosaženo na základě shromáždění informací z odborné literatury a článků týkajících se dané problematiky. Ty byly zpracovány v kapitole teoretické části do několika navazujících podkapitol. Jednalo se především o anatomii horních končetin, fyziologii horních končetin, fyziologii práce, pracovní lékařství, legislativu, elektromyografii a v neposlední řadě dynamometrii.

Druhým cílem práce byla realizace vlastního šetření zaměřeného na efektivní určení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje. Tento krok byl splněn na základě konzultací s pracovníky laboratoře ergonomie a fyziologie práce, a také měření 15ti probandů před optimalizací manévru. Velikost svalové zátěže byla vyhodnocována podle procent vynaložené maximální síly (% Fmax) vybrané skupiny svalů. Po skončení měření se získána data laboratorně vyhodnocovala na základě grafu, ve kterém byly patrné amplitudy úměrné velikosti svalové síly. Pomocí statistického programu se dále vypočítalo průměrné procento z maximální svalové síly, která byla vynakládána během měření. Průměr těchto sil nesměl dle Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. překročit s převahou dynamické složky 30 % Fmax a s převahou statické složky 10 % Fmax. Dynamická práce se silou nad 70 % Fmax a statická práce se silou nad 45 % Fmax se považovala za nepřijatelnou. Průběh samotného měření se shodoval s postupy, které jsou uvedeny v knize Fyziologie a psychologie práce (Česko, 2007, Jiráček a Vašina, 2009). Na základě naměřených hodnot mohl být druh vykonávané práce zařazen dle míry rizika do jednotlivých kategorií práce, které uvádí Vyhláška č. 432/2003 Sb. (Česko, Ministerstvo zdravotnictví, 2003).

Třetím cílem bylo navržení postupů v rámci optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí. Toho bylo docíleno na základě pozorování a výsledků z jednotlivých měření 15ti probandů před optimalizací manévru. Mezi postupy používané pro získání maximální volní síly svalů ruky a předloktí ještě před samotnou optimalizací patřily podhmat

s dynamometrem sloužící pro zapojení flexorů horních končetin a dále tlak konečků prstů proti odporu pro zapojení extenzorů horních končetin. Postup použití ručního mechanického dynamometru pro získání výkonu svalů vybraných končetin se shodoval s potupy uvedenými v literatuře, neboť i v našem případě se samotné měření svalové síly pomocí dynamometru provádělo ve stoje s přiložením končetiny na měřicí přístroj se současným tlačáním proti snímači (Baláš, 2013, Černá, Černý a Kabešová, 2016, Strejcová a kol., 2011).

Jednou z dalších možností pro získání F_{max} uváděnou v odborné literatuře je maximální volní kontrakce. Tato metoda je velmi oblíbená, avšak není příliš vhodná, neboť za určité situace není měřená osoba schopna vyvinout skutečnou maximální volní sílu (omezená pohybová schopnost, snížení fyzické kondice aj.). Jinou metodou pro určení referenční hodnoty je aktivační hodnota, jejíž určení se považuje za velmi efektivní. Hodnotu lze vypočítat z průměrné hodnoty klidové svalové aktivity a směrodatných odchylek. Méně častou metodou je procentuální porovnání aktivity svalů testovaných bilaterálně, kde je hlavním principem vyjádření procentuálního rozdílu mezi levým a pravým svalem při symetrických aktivitách. Mezi nejméně časté postupy pro získání referenční hodnoty je určení průměrné hodnoty amplitudy či maximální hodnoty amplitudy aktivity měřeného svalu (Krobot a Kolářová, 2011).

Výzkumnou otázkou této práce bylo, zda lze navrhnout takové postupy, aby stanovená hodnota maximální síly během kalibrace nepřekročila hodnoty během samotného měření. V našem případě bylo po optimalizaci manévru použito jiných postupů než postupů zmiňovaných ve výše uvedené literatuře. Získání maximální volní síly svalů ruky a předloktí probíhalo pomocí pohybů v podobě supinace předloktí pro zapojení skupiny flexorů (podhmat s pěnovkou), neutrální polohy s pěnovkou pro zapojení flexorů i extenzorů a dorzální flexe ruky, pro kterou je charakteristické předpažení horních končetin se současnou orientací konečků prstů směrem k obličejí sloužící k zapojení extenzorů předloktí. Na základě výsledků měření před optimalizací a po optimalizaci manévru je možné říci, že došlo k naplnění výzkumné otázky, neboť před optimalizací manévru překročilo F_{max} devět osob z patnácti, a po optimalizaci došlo k překročení hodnoty F_{max} pouze u jedné osoby z patnácti naměřených.

5 Návrh doporučení pro praxi

Jednou ze základních komplikací v praxi je z mého pohledu použití různých postupů v závislosti na konkrétním pracovišti, s čímž úzce souvisí rozdílné zjištění maximálních hodnot svalové síly a dále pak z určité části odlišné výsledky u jednotlivých laboratoří. Výsledkem diplomové práce bylo proto navržení jednotných manévru vhodných pro zjištění největší možné maximální volní síly, kterou daný jedinec dokáže vyvinout. Toho bylo dle mého názoru a výsledků z výzkumné části docíleno, a to na základě navržení dalších pohybů v podobě **supinace** předloktí pro zapojení skupiny flexorů (podhmat s pěnovkou), **neutrální polohy** s pěnovkou pro zapojení flexorů i extenzorů a **dorzální flexe ruky**, pro kterou je charakteristické předpažení horních končetin se současnou orientací konečků prstů směrem k obličeji sloužící k zapojení extenzorů předloktí. Získané poznatky mohou být využity například k další činnosti na pracovištích ergonomie a fyziologie práce, neboť hodnota F_{max} tvoří základ pro stanovení limitů při hodnocení lokální svalové zátěže na pracovištích se zaměřením právě na tuto problematiku. V současné době jsou postupy navržené pro optimalizaci manévru již používány při práci Laboratoře ergonomie a fyziologie práce v automobilovém závodu v Mladé Boleslavi.

6 Závěr

Tato diplomová práce byla vytvořena s cílem sdělit čtenáři základní informace o optimalizaci manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie. Jedním z hlavních cílů bylo na základě syntézy aktuálních poznatků a vlastních šetření zjistit, jak nejlépe a efektivně stanovit maximální sílu svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje před samotným měřením. Mezi důležité kroky této práce patřilo především shrnutí aktuálních poznatků o svalové soustavě a předloktí a integrované elektromyografii, realizace vlastního šetření zaměřeného na efektivní určení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje a v neposlední řadě navržení vhodných postupů v rámci optimalizace manévru.

V teoretické části se mohl čtenář seznámit s fyziologickými procesy a anatomickými strukturami ruky a předloktí, fyziologií práce, pracovním lékařstvím, legislativou, elektromyografií a také s dynamometrií. Důležitým úkolem v praktické části byla snaha o nalezení dalších manévrů, které by umožnily vymezení skutečné maximální síly svalů ruky a předloktí, kterou daný jedinec dokáže vyvinout. Správné určení maximální síly při kalibraci přístroje před samotným měřením je velmi důležité především pro vztažení naměřených hodnot k hodnotě maximální a také pro úplné vyhodnocení celého měření.

V rámci praktické části bylo na základě náhodného výběru zapojeno 30 (15 před optimalizací a 15 po optimalizaci) zaměstnanců z dělnických pozic, kteří nevykazovali žádné společné rysy. Jednalo se o muže i ženy ve věkovém rozmezí 23 až 61 let. V souvislosti s legislativou bylo na anonymních probandech současně požadováno, aby jejich dominantní horní končetinou byla pravá ruka, netrpěli žádným kožním onemocněním či onemocněním horních končetin. Měření pro výzkum bylo prováděno v rámci běžných měření laboratoře ergonomie a fyziologie práce. Probandi byli důkladně poučeni o tom, jak se chovat během měření. O samotném používání přístroje nebylo měřené osoby nijak nutné seznamovat, neboť se o všechny tyto postupy starala samotná laboratoř. Měření probíhalo v běžném pracovním prostředí v automobilovém závodu v Mladé Boleslavi za použití přístroje EMG Holter, který sloužil pro vyšetření lokální svalové zátěže. Tato metoda umožnila získat důležité informace o aktivitě elektrických potenciálů svalových skupin ruky a předloktí.

Jednotlivá měření byla rozdělena do dvou skupin dle postupu v optimalizaci manévru. První skupina probandů byla měřena ještě s původními postupy pro stanovení maximální síly svalů ruky a předloktí. Účelem výběru této skupiny bylo objasnění a názorné prezentování problematiky dosavadních postupů pro stanovování maximálních sil. Do druhé skupiny patřili probandi v průběhu testování vybraných manévru a jedinci s již předem otestovaným a optimalizovaným manévrem, který nám zajistil nepřesazení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během samotného hodnocení lokální svalové zátěže. Hlavním cílem práce bylo efektivně stanovit maximální volní sílu svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje před samotným hodnocením lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie. Toho bylo docíleno na základě realizace vlastního šetření zaměřeného na efektivní určení maximální volní síly svalů ruky a předloktí během kalibrace přístroje a navržení vhodných postupů v rámci optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí. Návrh jednotlivých manévru byl zvolen na základě praxe a poznatků z minulých měření a po konzultaci s ergoterapeuty a dalšími pracovníky Laboratoře ergonomie a fyziologie práce v automobilovém závodě v Mladé Boleslavi.

Výzkumnou otázkou této práce bylo, zda lze navrhnout takové postupy, aby stanovená hodnota maximální síly během kalibrace nepřekročila hodnoty během samotného měření. Po naměření dat u 15ti probandů před optimalizací a 15ti probandů po optimalizaci manévru bylo dokázáno, že takové postupy navrhnout lze, neboť před optimalizací překročilo F_{max} devět osob z patnácti, a po optimalizaci došlo k překročení hodnoty F_{max} pouze u jedné osoby z patnácti naměřených (viz Tab. 2). Pro správnou interpretaci získaných dat bylo použito křivek z EMG Holteru, které znázorňovaly sílu flexorů a extenzorů horních končetin v reálném čase. Ze samotného výsledku práce bylo zřejmé, že zlepšení jednotlivých postupů při kalibraci přístroje pomocí stanovení nových pohybů v podobě supinace předloktí, neutrální polohy s pěnoučkou a dorzální flexe ruky, značně přispělo k měření lokální svalové zátěže ruky a předloktí metodou integrované elektromyografie. Hlavním přínosem této diplomové práce je využití navržených postupů v běžné praxi v rámci Laboratoře ergonomie a fyziologie práce v automobilovém závodě v Mladé Boleslavi či dalších laboratořích, což značně v budoucnosti přispěje k vyšší efektivitě a přesnosti výsledků získaných z EMG Holteru.

Seznam použité literatury

BALÁŠ, Jiří. 2013. Vztahy mezi objemem lezeckých aktivit a úrovní zdravotně orientované zdatnosti u sportovních lezců. *Česká kinantropologie*. **17**(3), 142-150. ISSN 1211-9261.

BALÁŠ, J., B. STREJCOVÁ a L. ŠIMKOVÁ. 2012. Izokinetická síla hlezenního kloubu a posturální stabilita u chodců na slackline. *Česká kinantropologie*. **16**(3), 101-108. ISSN 1211-9261.

BARON, Ladislav. 2004. *Bezpečnost a ochrana zdraví při práci v malých a středních podnicích: příručka pro zaměstnavatele*. 2. vyd. Praha: TIGIS. ISBN 80-7071-248-1.

BASTLOVÁ, P., N. JAVŮRKOVÁ a V. JANČÍKOVÁ. 2014. Funkční testy a povrchová elektromyografie - možnosti hodnocení horní končetiny u hemiparetiků. *Abstrakta: Společnost rehabilitační a fyzikální medicíny*. Praha. **199**(-), 7.

BUCHANCOVÁ, Jana. 2003. *Pracovnílékářstvo a toxikologie*. Martin: Vydavatelství Osveta. ISBN 80-8063-113-1.

ČAPEK, Lukáš a kol. 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0367-6.

ČERNÁ, L., P. ČERNÝ a H. KABEŠOVÁ. 2016. Vliv pohybového programu lezení na umělé stěně na rozvoj vybraných silových a koordinačních schopností u dospělých. *Česká kinantropologie*. **20**(1), 52-60. ISSN 1211-9261.

ČESKO. 2019. Zákon č. 366/2019 Sb. ze dne 11. prosince 2019, zákon, kterým se mění zákon č. 262/2006 Sb., zákoník práce, ve znění pozdějších předpisů. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 152, s. 3146-3272. ISSN 1211-1244. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2019-366>

ČESKO. 2020. Zákon č. 205/2020 Sb. ze dne 21. dubna 2020, zákon, kterým se mění zákon č. 258/2000 Sb., o ochraně veřejného zdraví a o změně některých souvisejících zákonů, ve znění pozdějších předpisů, a další související zákony. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 73, s. 1570-1592. ISSN 1211-1244. Dostupné

z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2020-205>

ČESKO. 2003. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. Vyhláška č. 432/2003 ze dne 4. prosince 2003, kterou se stanoví podmínky pro zařazování prací do kategorií, limitní hodnoty ukazatelů biologických expozičních testů, podmínky odběru biologického materiálu pro provádění biologických expozičních testů a náležitosti hlášení prací s azbestem a biologickými činiteli. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 142, s. 7210-7225. ISSN 1211-1244. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2003-432>

ČESKO. 2006. Zákon č. 309/2006 Sb. ze dne 23. května 2006, kterým se upravují další požadavky bezpečnosti a ochrany zdraví při práci v pracovněprávních vztazích a o zajištění bezpečnosti a ochrany zdraví při činnosti nebo poskytování služeb mimo pracovněprávní vztahy (zákon o zajištění dalších podmínek bezpečnosti a ochrany zdraví při práci). In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 96, s. 3789-3797. ISSN 1211-1244. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2006-309>

ČESKO. 2020. Nařízení vlády č. 41/2020 Sb. ze dne 27. ledna 2020, nařízení vlády, kterým se mění nařízení vlády č. 361/2007 Sb., kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci, ve znění pozdějších předpisů. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 19, s. 378-408. ISSN 1211-1244. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2007-361>

ČESKO. 1995. VLÁDA ČESKÉ REPUBLIKY. Nařízení vlády č. 290/1995 Sb. ze dne 15. listopadu 1995, kterým se stanoví seznam nemocí z povolání. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 76, s. 3968-3984. ISSN 1211-1244. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/1995-290>

ČESKO. 2011. Zákon č. 373/2011 Sb. ze dne 6. listopadu 2011 o specifických zdravotních službách. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 131, s. 4802-4838. ISSN 1211-1244 Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2011-373>

ČESKO. 2013. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. Vyhláška č. 79/2013 Sb. ze dne 26. března 2013 o provedení některých ustanovení zákona č. 373/2011 Sb., o specifických zdravotních službách, (vyhláška o pracovnělékařských službách a některých druzích posudkové péče). In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 37, s. 778-851. ISSN 1211-1244. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2013-79>

ČESKO. 2020. VLÁDA ČESKÉ REPUBLIKY. Usnesení vlády České republiky o přijetí krizového opatření ze dne 15. března 2020. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 35, s. 858-872. ISSN 1211-1244 Dostupné z: <https://www.epravo.cz/top/zakony/sbirka-zakonu/usneseni-vlady-ceske-republiky-ze-dne-15-brezna-2020-c-215-o-prijeti-krizoveho-opatreni-22941.html>

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2016. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.

ČIŽMÁŘ, I., E. EHLER a J. DUFEK. 2014. Význam elektromyografie v chirurgické rekonstrukci spasticity horní končetiny. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 77(1), 100-103. ISSN 1210-7859.

DOŠLA, Jan a Jan MEŠKO. 2015. Silové schopnosti a jejich vliv na sportovní výkon v lezení. *Studia sportiva*. 9(1), 45-53. ISSN 1802-7679.

DUPALOVÁ, Dagmar a Amr M. Z. ZAATAR. 2015. Problematika používání povrchové elektromyografie - poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 22(1), 26-30. ISSN 1211-2658.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2019. *Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka*. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-2111-3.

EHLER, Edvard. 2009. *Neurologie*. Pardubice: Univerzita Pardubice. ISBN 978-80-7395-158-0.

HLOUŠKOVÁ, Pavla. 2007. *Zákoník práce: prováděcí nařízení vlády a další související předpisy*. Olomouc: ANAG. ISBN 978-80-7554-190-1.

JIRÁK, Zdeněk a Bohumil VAŠINA. 2009. *Fyziologie a psychologie práce*. 2. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií. ISBN 978-80-7368-610-9.

KATIRJI, Bashar. 2018. *Electromyography in clinical practice: a case study approach*. 3. vyd. New York: Oxford University Press. ISBN 978-0-19-060343-4.

KLUSOŇOVÁ, Eva. 2011. *Ergoterapie v praxi*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-80-7013-535-8.

- KOTAS, Rudolf. 2017. Základy elektromyografie pro konzumenty EMG nálezů. *Neurologie pro praxi*. **18(A)**, 23-25. ISSN 1213-1814.
- KRIVOŠÍKOVÁ, Mária. 2011. *Úvod do ergoterapie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2699-1.
- KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.
- LIPPERT-GRÜNER, Marcela. 2005. *Neurorehabilitace*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-317-6.
- MACHAČ, Martin. 2014. *Vyznejte se v pracovním právu: nezbytná příručka každého zaměstnance*. Brno: BizBooks. ISBN 978-80-265-0266-1.
- MATYSKOVÁ, J., O. SOUČEK a D. ZEMKOVÁ. 2014. Hodnocení svalové síly a výkonu u dětí a adolescentů. *Diabetologie-Metabolismus-Endokrinologie-Výživa*. **17(2)**, 99-107. ISSN 1211-9326.
- MOKRUSCHOVÁ, A., P. ŠIFTA a V. BITTNER. 2015. Vliv epikondylární pásky na viskoelastické vlastnosti měkkých tkání u diagnózy tenisový loket. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **22(1)**, 32-36. ISSN 1211-2658.
- MOUREK, Jindřich. 2012. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3918-2.
- MUROŇOVÁ, Monika. 2009. Elektromyografie - EMG. *Sestra*. Praha: Grada. **19(2)**, 37. ISSN 1210-0404.
- PAČES, J., J. ZHÁNĚL a T. VODIČKA. 2016. Analýza úrovně antropometrických a silových charakteristik tenistů a tenistek ve věku 11 - 12 let. *Studia sportiva*. **10(1)**, 129-134. ISSN 1802-7679.
- POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ. 2010. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 978-80-7372-675-1.

POSPÍŠILOVÁ, B., J. ŠRÁM a O. PROCHÁZKOVÁ. 2015. *Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. 2. vyd. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 978-80-7494-153-5.

SOUČEK, O., J. LEBL, K. MARATOVÁ a Z. ŠUMNÍK. 2017. Moderní diagnostika osteoporózy a hodnocení rizika fraktur u dívek s Turnerovým syndromem. *Osteologický bulletin*. **22**(1), 9-18. ISSN 1211-3778.

STREJCOVÁ, Barbora a Jan VOPAT. 2014. Vliv alkoholu na svalovou izokinetickou sílu v loketním kloubu při extenzi a flexi. *Pohybové aktivity ve vědě a praxi*. Praha: Karolinum. -(), 203-210. ISBN 978-80-246-2621-5.

STREJCOVÁ, Barbora a kol. 2011. Reliabilita testování maximální volní kontrakce horních a dolních končetin a trupu na izometrickém dynamometru. *Studia sportiva*. **5**(1), 49-55. ISSN 1802-7679.

STREJCOVÁ, B., J. BALÁŠ a V. SÜSS. 2010. Reliabilita testování silových schopností na izokinetickém a izometrickém dynamometru. *Česká kinantropologie*. **14**(3), 94-100.

ŠVÁBOVÁ, Květa. 2015. *Vybrané kapitoly z pracovního lékařství*. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. ISBN 978-80-87023-33-4.

ŠVÁBOVÁ, Květa a kol. 2015. *Vybrané kapitoly z pracovního lékařství. Díl 1, Pracovnílékařské služby, pracovní prostředí, nemoci z povolání, ergonomie*. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. ISBN 978-80-87023-32-7.

TOMŠEJ, Jakub. 2018. *Zákoník práce v praxi: komplexní průvodce s řešením problémů*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3471-2.

TROJAN, Stanislav. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1296-2.

TUČEK, M., M. CIKRT a D. PELCLOVÁ. 2005. *Pracovní lékařství pro praxi: příručka s doporučenými standardy*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0927-9.

VÉLE, František. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci.* Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-608-1.

VLČKOVÁ, Eva a Josef BEDNAŘÍK. 2017. Současný pohled na kontraindikace a komplikace elektromyografie. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie.* **80(1)**, 43-48. ISSN 1210-7859.

Seznam příloh

Příloha A Naměřené výsledky u 2. probanda – před optimalizací

Příloha B Naměřené výsledky u 4. probanda – před optimalizací

Příloha C Naměřené výsledky u 7. probanda – před optimalizací

Příloha D Naměřené výsledky u 8. probanda – před optimalizací

Příloha E Naměřené výsledky u 9. probanda – před optimalizací

Příloha F Naměřené výsledky u 11. probanda – před optimalizací

Příloha G Naměřené výsledky u 12. probanda – před optimalizací

Příloha H Naměřené výsledky u 14. probanda – před optimalizací

Příloha I Naměřené výsledky u 1. probanda – po optimalizaci

Příloha J Naměřené výsledky u 2. probanda – po optimalizaci

Příloha K Naměřené výsledky u 5. probanda – po optimalizaci

Příloha L Naměřené výsledky u 7. probanda – po optimalizaci

Příloha M Naměřené výsledky u 9. probanda – po optimalizaci

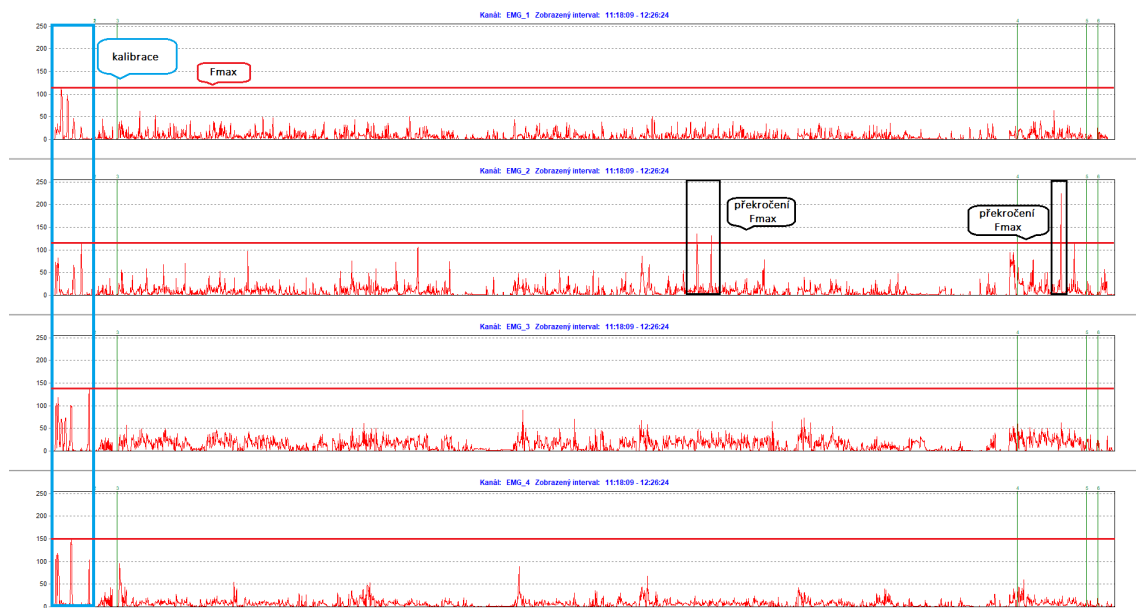
Příloha N Naměřené výsledky u 10. probanda – po optimalizaci

Příloha O Naměřené výsledky u 11. probanda – po optimalizaci

Příloha P Naměřené výsledky u 13. probanda – po optimalizaci

Příloha Q Protokol k realizaci výzkumu

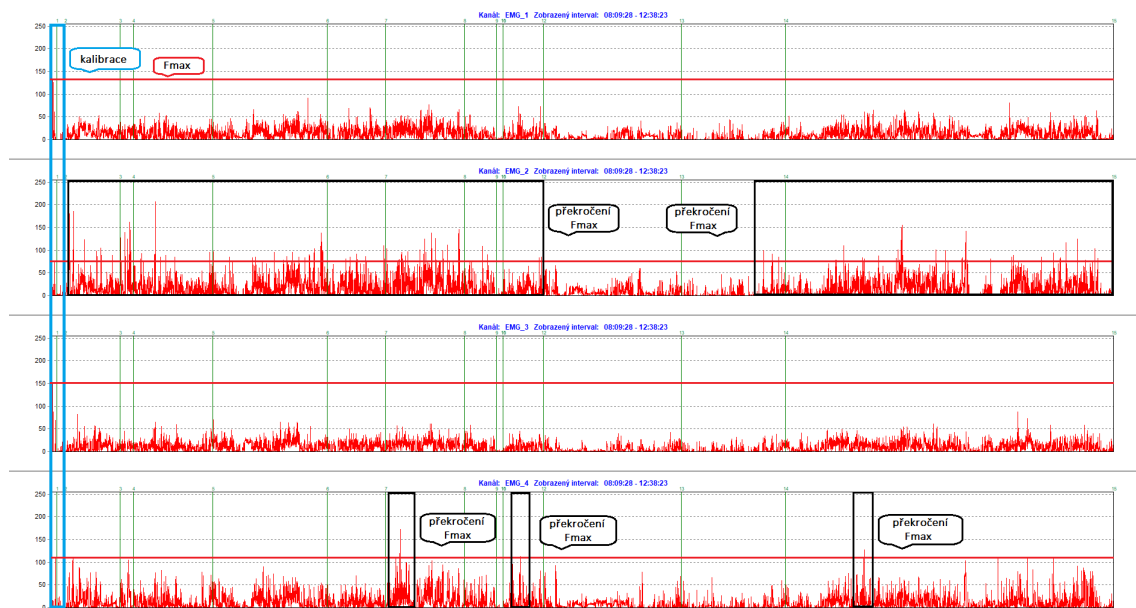
Příloha A Naměřené výsledky u 2. probanda - před optimalizací



Graf 15 2. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

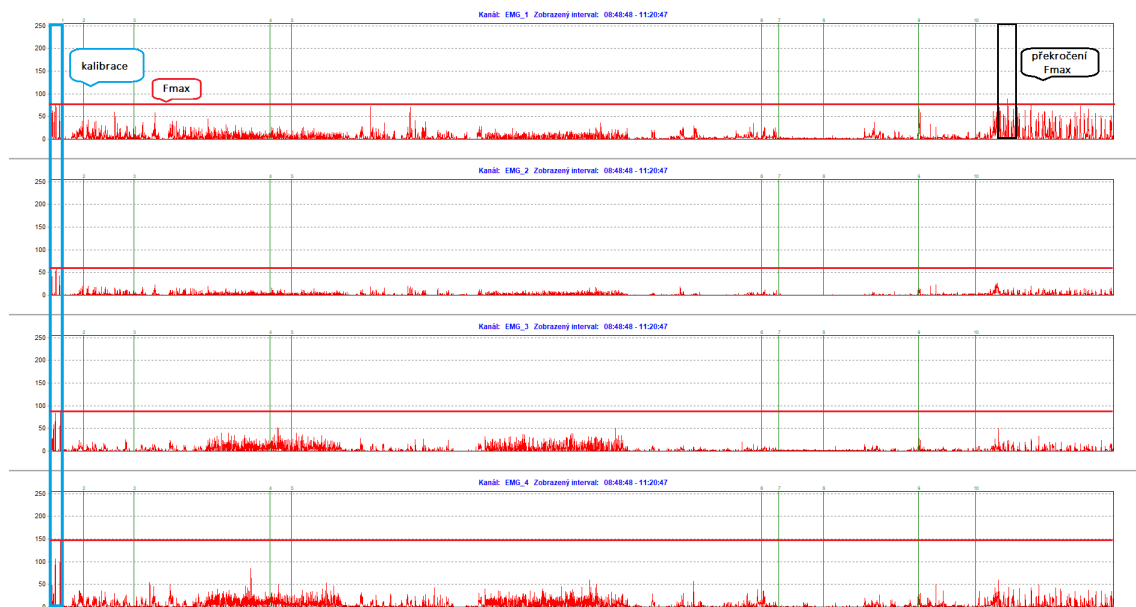
Příloha B Naměřené výsledky u 4. probanda – před optimalizací



Graf 16 4. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

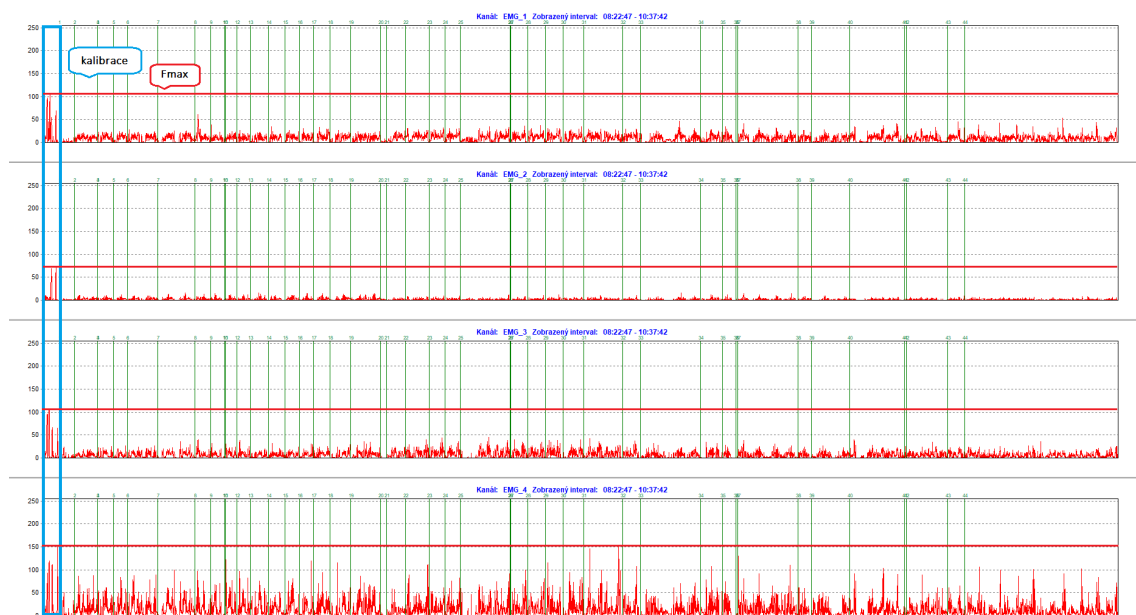
Příloha C Naměřené výsledky u 7. probanda – před optimalizací



Graf 17 7. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

Příloha D Naměřené výsledky u 8. probanda – před optimalizací



Graf 18 8. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

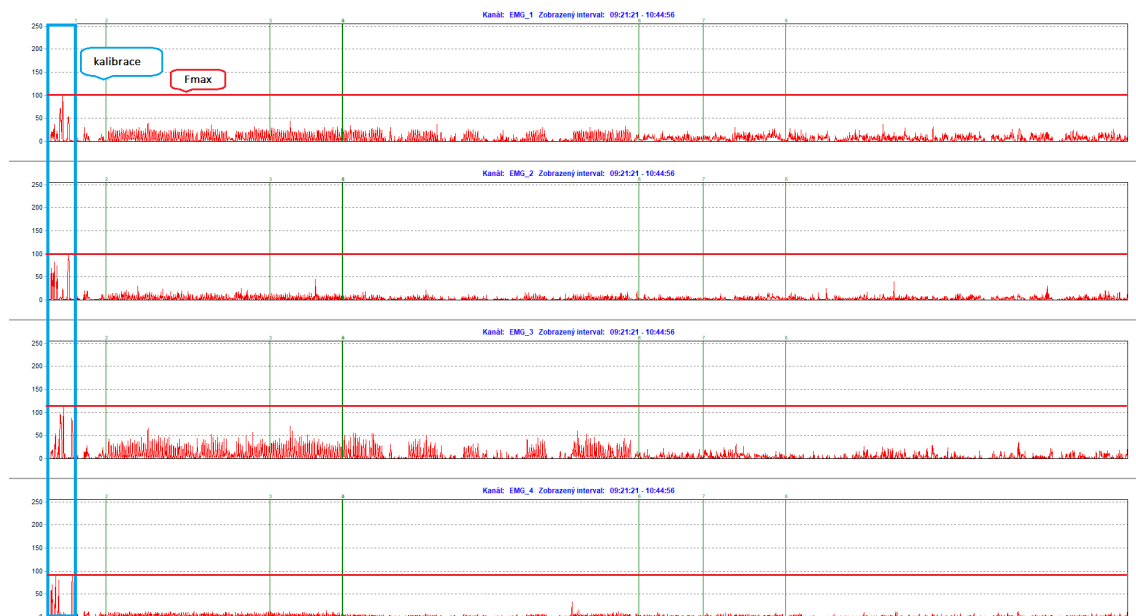
Příloha E Naměřené výsledky u 9. probanda – před optimalizací



Graf 19 9. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

Příloha F Naměřené výsledky u 11. probanda – před optimalizací



Graf 20 11. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

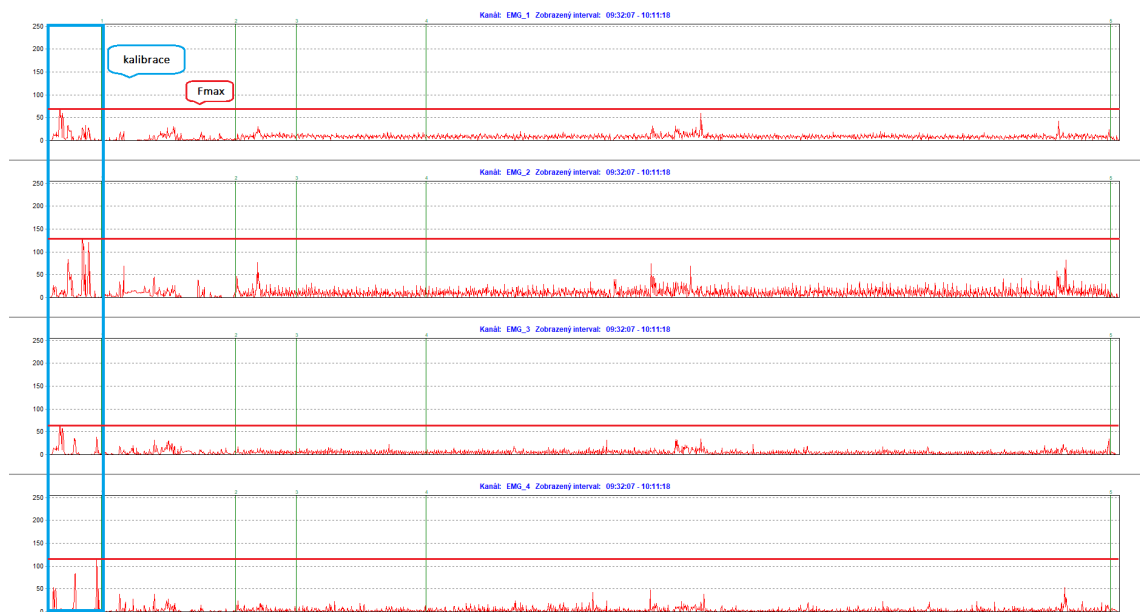
Příloha G Naměřené výsledky u 12. probanda – před optimalizací



Graf 21 12. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

Příloha H Naměřené výsledky u 14. probanda – před optimalizací



Graf 22 14. proband – před optimalizací

Zdroj (autor)

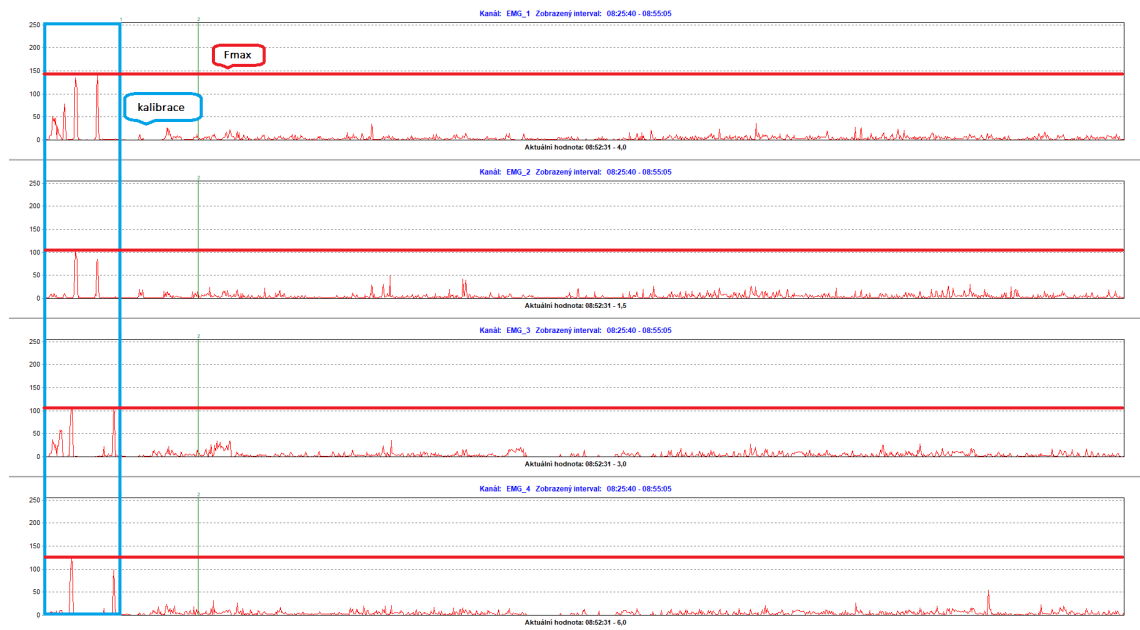
Příloha I Naměřené výsledky u 1. probanda – po optimalizaci



Graf 23 1. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

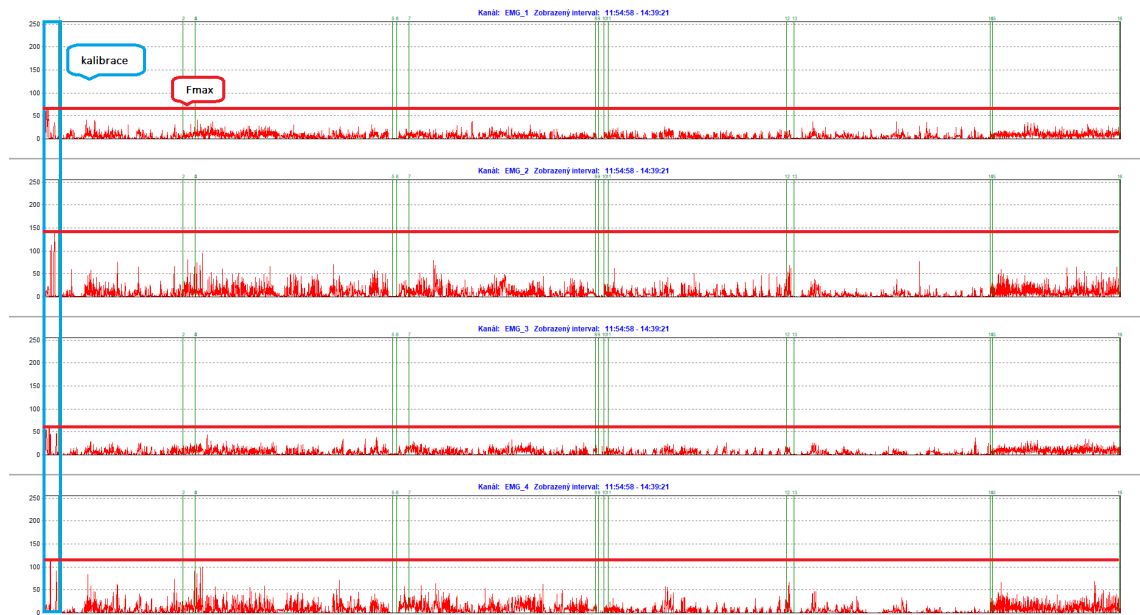
Příloha J Naměřené výsledky u 2. probanda – po optimalizaci



Graf 24 2. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

Příloha K Naměřené výsledky u 5. probanda – po optimalizaci



Graf 25 5. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

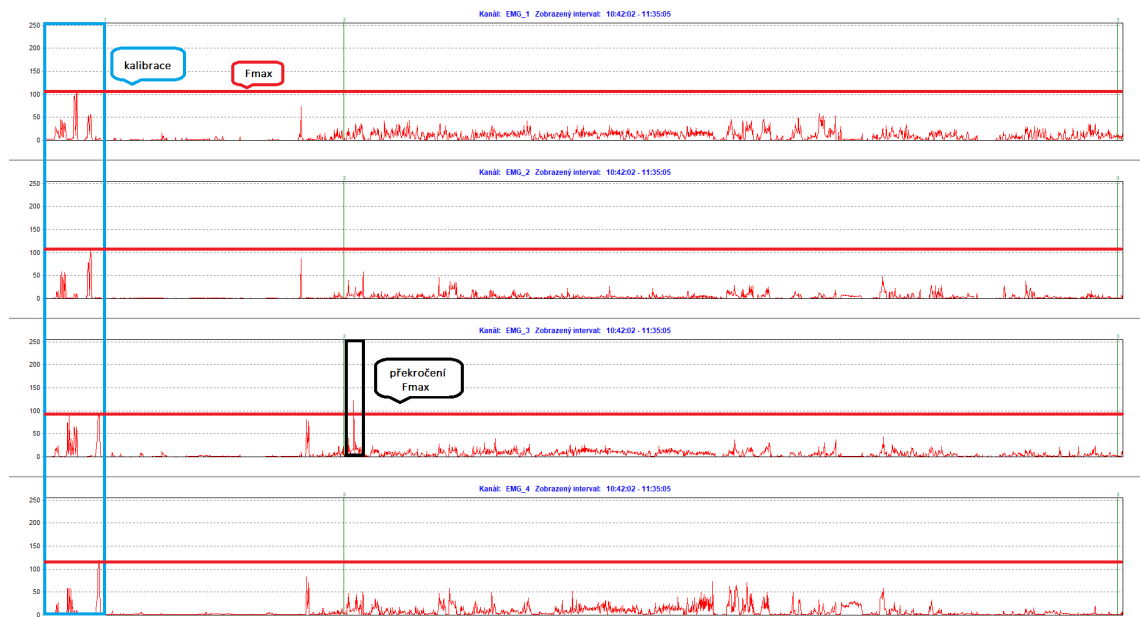
Příloha L Naměřené výsledky u 7. probanda – po optimalizaci



Graf 26 7. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

Příloha M Naměřené výsledky u 9. probanda – po optimalizaci



Graf 27 9. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

Příloha N Naměřené výsledky u 10. probanda – po optimalizaci



Graf 28 10. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

Příloha O Naměřené výsledky u 11. probanda – po optimalizaci



Graf 29 11. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

Příloha P Naměřené výsledky u 13. probanda – po optimalizaci



Graf 30 13. proband – po optimalizaci

Zdroj (autor)

Příloha Q Protokol k realizaci výzkumu

PROTOKOL K REALIZACI VÝZKUMU

Jméno a příjmení studenta:	Bc. Pavla Mušková
Osobní číslo studenta:	D18000132
Univerzitní e-mail studenta:	pavla.muskova@tul.cz
Studijní program:	N3963
Ročník:	2.
Kvalifikační práce	
Téma kvalifikační práce:	Optimalizace manévru pro stanovení maximální volní síly svalů ruky a předloktí při hodnocení lokální svalové zátěže metodou integrované elektromyografie
Kvalifikační práce:	<input type="checkbox"/> bakalářská <input checked="" type="checkbox"/> diplomová
Jméno vedoucího kvalifikační práce:	Ing. Iveta Danilová
Metoda a technika výzkumu:	Neinvazivní metoda integrované elektromyografie
Soubor respondentů:	30
Název pracoviště realizace výzkumu:	Automobilový závod, Mladá Boleslav
Datum zahájení výzkumu:	Listopad 2019
Datum ukončení výzkumu:	Červen 2020
Souhlas vedoucího kvalifikační práce:	<input checked="" type="checkbox"/> souhlasím <input type="checkbox"/> nesouhlasím
Vyjádření vedoucího kvalifikační práce finančnímu zatížení pracoviště při realizaci výzkumu:	<input type="checkbox"/> bude spojen <input checked="" type="checkbox"/> nebude spojen
Souhlas vedoucího pracovníka instituce:	<input checked="" type="checkbox"/> souhlasím <input type="checkbox"/> nesouhlasím
Souhlas vedoucího pracovníka dílčího pracoviště:	<input checked="" type="checkbox"/> souhlasím <input type="checkbox"/> nesouhlasím
Prohlášení studenta	
Prohlašuji, že v kvalifikační práci ani v publikacích souvisejících s kvalifikační prací nebudu uvádět osobní údaje o respondentech nebo institucích, kde byl výzkum realizován. V kvalifikační práci nebude uveden název instituce, pokud není získán souhlas v tomto protokolu. Dále prohlašuji, že budu dodržovat povinnou mlčenlivost o skutečnostech, o kterých jsem se dozvěděl při realizaci výzkumu v rámci osobní ochrany zúčastněných osob.	
Vyjádření vedoucího pracovníka instituce o případném zveřejnění názvu instituce v kvalifikační práci a v publikacích souvisejících s kvalifikační prací:	<input checked="" type="checkbox"/> souhlasím <input type="checkbox"/> nesouhlasím
Podpis studenta:	
Podpis vedoucího práce:	
Podpis vedoucího pracovníka instituce:	



Podpis vedoucího pracovníka dílčího pracoviště:

