

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA STROJNÍ

Studijní program: N2031 Strojní inženýrství

Studijní obor: 2301V007 Průmyslové inženýrství a management

DISERTAČNÍ PRÁCE

Vliv pracovní polohy na lokální svalové zatížení předloktí u stárnoucí
populace v průmyslové výrobě

Autor: **Ing. Martin Kába**
Školitel: **doc. Ing. Jana Kleinová, CSc.**
Konzultant specialista: **Ing. Marek Bureš, Ph.D.**

Akademický rok 2019/2020

Prohlášení o autorství

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě disertační práci, zpracovanou na závěr studia na fakultě strojní Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který je součástí této disertační práce.

V Plzni dne: 28. srpna 2020

.....
Ing. Martin Kába

Upozornění

Podle Zákona o právu autorském, č. 35/1965 Sb. (175/1996 Sb. ČR) § 17 a Zákona o vysokých školách č. 111/1998 Sb. je využití a společenské uplatnění výsledků disertační práce, včetně uváděných vědeckých a výrobně-technických poznatků nebo jakékoliv nakládání s nimi možné pouze na základě autorské smlouvy za souhlasu autora a Fakulty strojní Západočeské univerzity v Plzni.

Poděkování

Rád bych poděkoval všem členům Katedry průmyslového inženýrství a managementu Západočeské univerzity v Plzni za poskytnutí odborné pomoci při vypracování disertační práce. Zejména jsem vděčný své školitelce doc. Ing. Janě Kleinové, CSc., za cenné podněty, odborné vedení, vynaložený čas a v neposlední řadě za trpělivost, která byla často podmiňující pro vznik této práce.

Dále jsem vděčný svému konzultantovi specialistovi Ing. Markovi Burešovi, Ph.D. za odborné vedení při zpracování a vyhodnocování provedených experimentů.

ANOTAČNÍ LIST DISERTAČNÍ PRÁCE

AUTOR	Příjmení (včetně titulů) Ing. Kába	Jméno Martin
STUDIJNÍ OBOR	Průmyslové inženýrství a management	
VEDOUcí PRÁCE	Příjmení (včetně titulů) doc. Ing. Kleinová, CSc.	Jméno Jana
PRACOVIŠTĚ VEDOUcíHO	ZČU – FST – KPV	
DRUH PRÁCE	Disertační práce	
NÁZEV PRÁCE	Vliv pracovní polohy na lokální svalové zatížení předloktí u stárnoucí populace v průmyslové výrobě	

Fakulta: Strojní
Katedra: Průmyslové inženýrství a management
Rok odevzdání: 2020

Počet stránek (A4 a ekvivalentů A4)

Celkem	121	Textová část	93	Grafická část	28
---------------	-----	---------------------	----	----------------------	----

STRUČNÝ POPIS ZAMĚŘENÍ, TÉMA, CÍL POZNATKY A PŘÍNOSY	Disertační práce se zaměřuje na měření lokální svalové zátěže předloketních svalů pomocí EMG přístroje. Celkovým záměrem je zpracování modelu závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí s ohledem na stárnoucí populaci v průmyslové výrobě. Jedním z cílů je určení konkrétních pracovních poloh, které při určité hmotnosti břemene mohou vést k degenerativním změnám.
KLÍČOVÁ SLOVA	EMG měření, ergonomie, svalové zatížení, stárnoucí populace, pracovní poloha.

SUMMARY OF DISSERTATION SHEET

AUTHOR	Surname (including of Degrees) Ing. Kába	Name Martin
FIELD OF STUDY	Industrial Engineering and Management	
SUPERVISOR	Surname (including of Degrees) doc. Ing. Kleinová, CSc.	Name Jana
INSTITUTION	ZČU – FST – KPV	
TYPE OF WORK	Dissertation	
TITLE OF THE WORK	The influence of working position on local forearm muscle load in an aging population in industrial production	

Faculty: Mechanical Engineering
 Department: Industrial Engineering and Management
 Submitted in: 2020

Number of pages (A4 a eq. A4)

Totally	121		Text part	93		Graphical part	28
----------------	-----	--	------------------	----	--	-----------------------	----

BRIEF DESCRIPTION TOPIC, GOAL, RESULTS AND CONTRIBUTIONS	Dissertation focuses on the measurement of local muscular stress of the forearm muscles using an EMG device. The overall aim is to develop a model of the dependence between the working position and the local muscular stress of the forearm muscles with regard to the aging population in industrial production. One of the goals is to determine specific working positions that can lead to degenerative changes at a certain load weight.
KEY WORDS	EMG measurement, ergonomics, muscle load, aging population, working position.

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	8
SEZNAM TABULEK	10
SEZNAM ZKRATEK.....	11
GLOSÁŘ.....	12
ÚVOD.....	13
1 CHARAKTERISTIKA ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	14
2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU PROBLEMATIKY	15
2.1 Definice stáří.....	15
2.2 Stárnoucí populace v ČR.....	16
2.3 Stárnoucí populace v Evropě.....	17
2.4 Problematika stárnutí populace	17
2.5 Stanovení věkových skupin	20
2.6 Vliv Industry 4.0 na strukturu pracovních pozic ve výrobním podniku	20
2.7 Ergonomie	21
2.8 Rizikové faktory pracovního prostředí	22
2.8.1 Nařízení vlády č. 361/2007 Sb.....	23
2.8.2 Vyhláška č. 432/2003 Sb.	31
2.9 Časté pracovní polohy v průmyslové výrobě	32
2.10 EMG – elektromyografie	33
2.10.1 Historie	33
2.10.2 Princip elektromyografie a elektromyografické měření.....	34
2.10.3 Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál (AP).....	35
2.10.4 Měření akčního potenciálu	36
2.10.5 Elektrody pro měření	37
2.10.6 Použití EMG v praxi	38
2.11 Shrnutí poznatků a teoretických východisek práce	39
3 CÍL DISERTAČNÍ PRÁCE A HYPOTÉZY.....	41
4 POUŽITÉ VĚDECKÉ METODY	42
4.1 Obecné vědecké metody.....	42
4.1.1 Empirické metody	42
4.1.2 Logické metody	43
4.2 Specifické vědecké metody	44
5 VÝZKUM HODNOCENÍ LOKÁLNÍ SVALOVÉ ZÁTĚŽE S OHLEDEM NA PRACOVNÍ POLOHU	
45	

5.1	Měření lokální svalové zátěže	45
5.1.1	Měřicí technika	45
5.1.2	Vzorek probandů.....	50
5.1.3	Popis experimentu (průběh měření)	51
5.1.4	Statistické zpracování naměřených dat	56
5.2	Výsledky experimentů a statistické vyhodnocení	60
5.2.1	Softwarová podpora pro vyhodnocení experimentů	60
5.2.2	Časová náročnost zpracování dat	63
5.2.3	Závislost mezi úhlem v zápěstí a lokální svalovou zátěží svalů předloktí ...	64
5.2.4	Závislost mezi úhlem v lokti a lokální svalovou zátěží svalů předloktí	67
5.2.5	Závislost věku a lokální svalové zátěže svalů předloktí	70
5.2.6	Zajímavé výsledky měření.....	72
5.2.7	Model závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí	73
5.3	Ověření stanovených hypotéz navrhovaného modelu	77
5.3.1	Hypotéza H1.....	77
5.3.2	Hypotéza H2.....	78
5.3.3	Hypotéza H3.....	79
5.3.4	Hypotéza H4.....	81
6	PŘÍNOSY DISERTAČNÍ PRÁCE	83
6.1	Teoretický přínos práce	83
6.2	Praktický přínos práce	84
6.3	Doporučení pro další výzkum v dané problematice.....	84
	ZÁVĚR	86
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	87
	SEZNAM PUBLIKOVANÝCH PRACÍ DOKTORANDA.....	91
	SEZNAM PŘÍLOH.....	93
	PŘÍLOHA A – Výsledky měření poloh lokte	94
	PŘÍLOHA B – Výsledky měření poloh zápěstí	100
	PŘÍLOHA C – Souhrnné výsledky všech věkových skupin.....	106

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 2-1 – Zvyšující se index stáří v ČR [44]	16
Obrázek 2-2 – Zvyšující se podíl starších lidí mezi roky 2007 a 2017 [8]	17
Obrázek 2-3 – Vývoj prodeje robotů od roku 2013 s prognózou do roku 2022 [15].....	21
Obrázek 2-4 – Grafické znázornění polohy trupu [autor]	27
Obrázek 2-5 – Grafické znázornění polohy horní končetiny [autor].....	28
Obrázek 2-6 – Grafické znázornění polohy krku a hlavy [autor].....	28
Obrázek 2-7 – Grafické znázornění polohy lokte [5].....	29
Obrázek 2-8 – Grafické znázornění polohy zápěstí [5]	30
Obrázek 2-9 – Ukázka pracovních poloh lokte z reálné praxe	32
Obrázek 2-10 – Ukázka pracovních poloh zápěstí z reálné praxe.....	33
Obrázek 2-11 – Ukázka zachyceného EMG signálu svalů [22]	35
Obrázek 2-12 – Princip šíření akčního potenciálu svalu [19]	35
Obrázek 2-13 – Schéma elektromyografu [17]	36
Obrázek 2-14 – Snímání pomocí povrchových elektrod [23].....	37
Obrázek 2-15 – Snímání pomocí jehlových elektrod [18]	38
Obrázek 2-16 – Příklad povrchových (vlevo) a podpovrchových (vpravo) elektrod [13] .	38
Obrázek 5-1 – EMG Holter [autor]	46
Obrázek 5-2 – Elektrody pro měření EMG a Holter [autor]	47
Obrázek 5-3 – Interface s izolační bariérou pro připojení Holteru [autor].....	48
Obrázek 5-4 – EMG Analyzer [autor]	48
Obrázek 5-5 – EMG Analyzer 2 [autor]	49
Obrázek 5-6 – Dynamometr JAMAR plus [autor].....	49
Obrázek 5-7 – Zesilovací kanály [autor]	50
Obrázek 5-8 – Pohyb lokte do - 30° [autor]	54
Obrázek 5-9 – Pohyb lokte do + 30° [autor].....	55
Obrázek 5-10 – Extenze zápěstí [autor]	55
Obrázek 5-11 – Ulnární dukce [autor].....	56
Obrázek 5-12 – Popis boxplotu/krabicového grafu	57
Obrázek 5-13 – Boxplot s odlehlými pozorováními	57
Obrázek 5-14 – Boxplot bez odlehlých pozorování.....	58
Obrázek 5-15 – Ukázka regresní analýzy.....	58
Obrázek 5-16 – Ukázka spojnicového grafu	59
Obrázek 5-17 – Model – list Data	60
Obrázek 5-18 – Model – list Skupina loket 15-24	61
Obrázek 5-19 – Model – list H1 a H2.....	62
Obrázek 5-20 – Model – list Výpočet hmotnosti	62
Obrázek 5-21 – Vyhodnocované křivky experimentu	63
Obrázek 5-22 – Regresní analýza pro extenzi zápěstí – muži	64
Obrázek 5-23 – Regresní analýza pro flexi zápěstí – muži	65
Obrázek 5-24 – Regresní analýza pro ulnární dukci zápěstí – muži	65
Obrázek 5-25 – Regresní analýza pro radiální dukci zápěstí – muži	65
Obrázek 5-26 – Regresní analýza pro extenzi zápěstí – ženy.....	66
Obrázek 5-27 – Regresní analýza pro flexi zápěstí – ženy.....	66
Obrázek 5-28 – Regresní analýza pro ulnární dukci zápěstí – ženy	66
Obrázek 5-29 – Regresní analýza pro radiální dukci zápěstí – ženy.....	66

Obrázek 5-30 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až - 30° – muži	67
Obrázek 5-31 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až - 60° – muži	67
Obrázek 5-32 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až + 30° – muži	68
Obrázek 5-33 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až + 60° – muži	68
Obrázek 5-34 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až - 30° – ženy	68
Obrázek 5-35 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až - 60° – ženy	69
Obrázek 5-36 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až + 30° – ženy.....	69
Obrázek 5-37 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až + 60° – ženy.....	69
Obrázek 5-38 – Ukázka spojnicového grafu	70
Obrázek 5-39 – Muži – loket pravé ruky +30° (flexor)	71
Obrázek 5-40 – Ženy – loket levé ruky +60° (extensor)	72
Obrázek 5-41 – Muži – ulnární dukce zápěstí pravé ruky (extensor)	72

SEZNAM TABULEK

Tabulka 2-1 – Průměrné hygienické limity pro počty pohybů ruky a předloktí [5]	25
Tabulka 2-2 – Limity pro trup [5].....	27
Tabulka 2-3 – Limity pro horní končetiny [5]	28
Tabulka 2-4 – Limity pro krk a hlavu [5]	29
Tabulka 2-5 – Limity pro loket [5]	29
Tabulka 2-6 – Limity pro zápěstí [5]	30
Tabulka 2-7 – Hmotnostní limity [5]	31
Tabulka 5-1 – Vzorek probandů ženského pohlaví	50
Tabulka 5-2 – Vzorek probandů mužského pohlaví	51
Tabulka 5-3 – Maximální síly stisku mužů a žen [37]	53
Tabulka 5-4 – Ukázka tabulky s průměrnými F_{max}	71
Tabulka 5-5 – Převod hmotnosti na x	74
Tabulka 5-6 – Maximální přípustné hmotnosti pohybu lokte do -30° (muži 15 – 24 let). 75	
Tabulka 5-7 – Maximální přípustné hmotnosti pohybu lokte do -60° (muži 15 – 24 let). 75	
Tabulka 5-8 – Maximální přípustné hmotnosti při extenzi zápěstí (ženy 25 – 39 let)..... 75	
Tabulka 5-9 – Hodnoty průměrné F_{max} pohybu lokte do $+30^\circ$ (muži 25 – 39 let, 8 kg) . 76	
Tabulka 5-10 – Hodnoty průměrné F_{max} pohybu lokte do $+60^\circ$ (muži 25 – 39 let, 8 kg) 76	
Tabulka 5-11 – Porovnání flexe a extenze s radiální a ulnární ducí u mužů 25 – 39 let . 77	
Tabulka 5-12 – Porovnání flexe a extenze s radiální a ulnární ducí u žen 25 – 39 let..... 78	
Tabulka 5-13 – Porovnání práce při extenzi a flexi v lokti u mužů 25 – 39 let..... 79	
Tabulka 5-14 – Porovnání práce při extenzi a flexi v lokti u žen 25 – 39 let..... 79	
Tabulka 5-15 – Síly stisku mužů a žen ve věku 18-54 let	80
Tabulka 5-16 – Síly stisku ve třech věkových skupinách	81

SEZNAM ZKRATEK

AP	Akční potenciál
BOZP	Bezpečnost a ochrana zdraví při práci
ČSÚ	Český statistický úřad
EA	Elektrická aktivita
EMG	Elektromyografie
Fmax	Maximální svalová síla
LSZ	Lokální svalová zátěž
NV	Nařízení vlády
NzP	Nemoc z povolání

GLOSÁŘ

Akční potenciál	Napětí na membráně odlišné od klidového potenciálu. V momentě, kdy depolarizační proud překoná hranici prahu, vzniká akční potenciál.
Depolarizační proud	Svalový vzruch.
Genderové rozdělení	Rozdělení populace dle typu pohlaví.
Gerontologie	Souhrn poznatků o stárnutí a stáří.
Elektrická aktivita	Využívaná pro posuzování mechanické aktivity svalu a umožňuje sdružovat elektrické signály s veličinami.
Elektromyografie	Vyšetření zachycující elektrickou aktivitu svalů.
Eurostat	Statistický úřad Evropské unie.
Index stáří	Způsob určení věkové struktury obyvatelstva.
Industry 4.0	Trend digitalizace a automatizace výroby.
Motorické schopnosti	Pohybové předpoklady, zahrnující výsledek činnosti.
Muskuloskeletální	Popis tělesných sktruktur jako jsou např. svaly, klouby, nervy apod.

ÚVOD

Ergonomie zasahuje do pracovního prostředí, a proto je třeba vnímat ji jako součást životního cyklu produktu. Ergonomii jako takovou je také třeba chápat jako podstatnou součást procesních inovací, a to nejenom ve vývojové fázi pracoviště, ale také při designu produktu. Právě to, jakým způsobem je pracoviště uzpůsobeno, dává lidem prostor k optimálnímu pracovnímu výkonu. V případě, že pracoviště není ergonomicky optimalizováno, může mít nepříznivý vliv na zdraví pracovníka a v nejhorším případě může dojít až ke vzniku nemoci z povolání. V České republice zaujímá první místo v příčině vzniku nemoci z povolání již po dlouhá léta lokální svalová zátěž, především syndrom karpálního tunelu z přetěžování horních končetin. Vzhledem k Industry 4.0 a neodvratně se blížící budoucnosti, kdy člověk bude ve výrobním procesu na některých pracovních pozicích, kde to bude možné a účelné, postupně nahrazován různými technologiemi, se může zdát, že role člověka přestává být podstatná. Nicméně opak je pravdou a role člověka ve výrobním procesu nikdy nezmezí úplně. K těmto faktům by se měl přičíst i demografický fakt, kterým je stárnutí populace, čemuž odpovídá i další trend dnešní doby, postupné zvyšování věku pro odchod do důchodu.

Věk pracovníků se každoročně zvyšuje, u mužů průměrně o 2 měsíce, u žen o 4 měsíce. Je zjevné, že na pracovištích bude pracovat více lidí ve vyšších věkových skupinách. V současné době existují různá nařízení vlády a normy, které by pracovníky měly ve své podstatě chránit, aby nebyli psychicky a fyzicky přetěžováni a měli možnost se bránit v případě, že k něčemu podobnému dochází. Jeden z nejobsáhlejších současných legislativních balíčků, kterým se stanovují podmínky ochrany zdraví při práci, je nařízení vlády č. 361/2007 Sb. Jeho obsahem jsou mimo jiné limity týkající se fyzické zátěže a konkrétně té nejnebezpečnější z hlediska statistik nemocí z povolání, lokální svalové zátěže pracovníků během vykonávané pracovní činnosti.

Společnosti však v dnešní době nejsou zcela připraveny na zaměstnávání zaměstnanců v předdůchodovém věku. Nejmarkantnější je to u výrobních podniků, kde jsou tito zaměstnanci vystaveni zejména fyzické zátěži. Obdobným způsobem je ve stejném stavu i česká legislativa, která bere ohled např. na pohlaví zaměstnanců, avšak již neřeší jejich věkovou kategorii a celkově proces stárnutí populace. Proces stárnutí je provázen nejenom zvýšením % tělesného tuku, ale dochází také k progresivnímu úbytku hmoty kosterního svalstva a tím i svalové síly člověka. Zároveň dochází k degenerativním změnám kloubních chrupavek a k tvorbě kostních výrůstků, které mohou omezovat hybnost kloubů. Tyto degenerativní změny organismu stárnoucích zaměstnanců jim znemožňují vyvozovat odpovídající pohyby a síly, které se však z hlediska požadavků pracovišť a pracovních postupů při výrobě produktů s ohledem na možnosti pracovníků v závislosti na jejich věku nijak nemění. Popis průběhu změn a stavu těchto omezení ve vazbě na stárnutí člověka v pracovním procesu je velmi aktuální problém, který je potřeba řešit.

1 CHARAKTERISTIKA ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Základním vysvětlením pojmu ergonomie je vztah člověka, stroje a pracovního prostředí. Technologie se v současné době velmi rychle rozvíjí, různorodé manuální činnosti při práci lidí v průmyslových podnicích postupně ubývají, ale často to může z hlediska svalového zatížení být spíše nevýhodou. Právě díky automatizaci je člověk často pouze jednoduchým článkem v procesu, který je nucen pracovat v nevhodných pracovních polohách, které nejsou na první pohled úplně zřejmé. Důvodem může být například vysoký takt výrobní linky v kombinaci s nemožností střídání pracovních poloh. Pracovníci v průmyslových podnicích totiž často vykonávají činnosti způsobující jednostrannou svalovou zátěž, která má neblahý vliv na vznik nemocí z povolání spojených s fyzickou zátěží.

Na základě změny hospodářství po revoluci v roce 1989 došlo k tomu, že získání zahraničního kapitálu vedlo k transformaci českých podniků pouze na „montovny“ zahraničních podniků, kdy jimi generovaný zisk byl přerozdělován v zahraničí a investován do výzkumu a vývoje v mateřských podnicích. To vedlo k minimalizaci nákladů a maximalizaci zisku s plněním legislativy na nejnižší možné úrovni. To se týkalo i rozvíjející se legislativy, týkající se ochrany zdraví pracovníků při práci. Státní i odborné orgány jsou si ale v dnešní době tohoto trendu již vědomi a snaží se odpovídajícím způsobem legislativu spojenou s ochranou zaměstnanců díky stanoveným hygienickým limitům zlepšovat. Hygienické limity uvedené v nařízení vlády č. 361/2007 Sb. se týkají různých druhů svalové zátěže, mezi které patří i lokální svalová zátěž, která hraje prim v rámci hlášených nemocí z povolání. Tato disertační práce je zaměřena právě na oblast lokální svalové zátěže horních končetin ve vazbě na pracovní polohy a stárnoucí populaci.

Jedna ze stěžejních problematik, která se týká lokální svalové zátěže, je měření pomocí EMG přístroje. Cílem disertační práce je nově definovat na základě výsledků výzkumu, jaké existují závislosti mezi lokální svalovou zátěží horních končetin a pracovními polohami v závislosti na hmotnosti břemene a věku pracovníka. Řeší otázku, zda lze určit, jaká konkrétní pracovní poloha z hlediska zatížení je ještě vhodná s ohledem na stárnutí zaměstnanců, aby nedocházelo k degenerativním změnám a bylo možné vykonávat danou práci.

Širším cílem práce je nejenom zmapování vlivu stárnutí na zvýšení lokální svalové zátěže, ale také zmapování potenciálního vzniku nemoci z povolání u pracovníků v průmyslovém odvětví. Dalším, avšak možná velmi odvážným cílem, je upozornění na případné mezery v České legislativě, které by se z hlediska výzkumu a dlouhodobých trendů týkajících se průmyslové výroby a zaměstnanců mohly při řešení disertační práce objevit. Je třeba si uvědomit, že poškození zdraví pracovníka není komplikací pouze pro pracovníka samotného, ale je hrozbou i pro zaměstnavatele z hlediska následného finančního zatížení, stejně jako pro celý sociálně společenský systém.

Teoretická část práce je zaměřena na zjištění současné úrovně poznání problematiky týkající se lokální svalové zátěže s ohledem na věk pracovníků. Na teoretickou část práce navazuje výzkumná část, která ověřuje získané teoretické poznatky na konkrétním výzkumu, který se týká stárnoucí populace v průmyslové výrobě s vazbou na lokální svalovou zátěž.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU PROBLEMATIKY

Kapitola přehled současného stavu problematiky sumarizuje poznatky o stáří a stárnoucí populaci, rizikových faktorech pracovního prostředí, elektromyografii a souvisejících oblastech. Pozornost je věnována vlivu Industry 4.0 na strukturu pracovních pozic ve výrobním podniku i častým pracovním polohám pracovníků v současné průmyslové výrobě. Přehled začleňuje metodu hodnocení lokální svalové zátěže do ergonomie, respektive do metod, pomocí kterých lze snižovat svalovou námahu pracovníků.

2.1 Definice stáří

Stáří chápané jako životní etapa má různé definice a lze na něj pohlížet různými způsoby. Ve většině vyspělých zemí se za počátek kalendářního stáří považuje věk 65 let. Vzhledem k postupně se zvyšující střední délce života narůstá počet roků, které lidé prožijí právě v tomto období. Stáří se tak stává stále delší a významnější částí života. [38]

Stáří je životní fáze člověka ohraničená dvěma časovými body. Horní věková hranice je ostře vymezena smrtí a spodní věková hranice je neurčitá tím, že jevy a procesy, které tvoří stáří, do života člověka vstupují postupně. Teprve úhrn těchto jevů a procesů tvoří stáří. Každý z jevů a procesů tvořících stáří má svůj vlastní čas a věk, v němž začne v životě člověka působit. Tato individuálnost je provázána a posilována jedinečností každého jedince. Stejně jevy a procesy nastupují u konkrétního člověka v určitém limitovaném věkovém rozpětí, ale v jiném individuálním věku. Časová diferenciacie nástupu jevů a procesu tvořících stáří vzniká na základě genetické zvláštnosti jedince, jeho životní historie, ale také v důsledku společenských a kulturních faktorů. Patří sem životní styl, zdravotní a sociální systém, kvalita životního prostředí, hodnotový systém, charakter práce a celá pracovní oblast. [39]

V pozdně moderních západních společnostech se za znak počátku stáří mnohdy považuje ukončení pracovního poměru a odchod do důchodu. Tímto je utvořena zvláštní sociální kategorie starých osob, definovaných jako závislá skupina, jejíž členové by neměli pracovat, ale naopak potřebují ekonomickou a společenskou asistenci, kterou mají poskytovat mladší členové společnosti. Věk vymezující odchod do důchodu se většinou pohybuje v rozmezí 60 až 65 let. Většina gerontologů pro označení začátku stáří rovněž volí hodnoty mezi 60 a 65 lety. Takto jej vymezují především z toho důvodu, že zhruba v tomto období dochází k evidentním fyzickým a psychologickým změnám. [40]

Index stáří

Index stáří je velmi často používanou charakteristikou věkové struktury obyvatelstva, která vypovídá o stárnutí populace. Vyjadřuje, kolik obyvatel ze starších věkových skupin připadá na sto dětí. Konkrétně v tomto případě, kolik obyvatel ve věku 65 a více let připadá na 100 dětí do 15 let věku.

$$\text{Index stáří} = \frac{\text{počet obyvatel ve věku 65 a více let}}{\text{počet obyvatel ve věku 0 – 14 let}} \times 100$$

Je-li výsledná velikost indexu nižší než sto, je podíl sledované dětské složky obyvatel vyšší než podíl starších osob, a naopak převyšuje-li výsledná hodnota indexu sto, je počet osob ve věku nad 65 let vyšší než počet dětí v populaci. [45]

2.2 Stárnoucí populace v ČR

Demografické stárnutí je proces, při němž se postupně mění věková struktura obyvatelstva takovým způsobem, že se zvyšuje podíl seniorů a snižuje se podíl dětí mladších 15 let, tzn. starší věkové skupiny rostou početně relativně rychleji než populace jako celek. Počty seniorů u nás i v celé Evropě stoupají, a to jak v absolutních číslech, tak i jako podíl na celkovém počtu obyvatel. Podle demografů čeká mnoho evropských států během následujících 20 let situace, kdy lidé starší 65 let budou nejpočetnější skupinou obyvatelstva. [38]

Dětská složka v populaci sice od roku 2008 rostla, v roce 2017 představovala 15,7 %, nicméně od roku 2022 by měla absolutně i relativně klesat a v roce 2050 se podílet na celku z 14,8 %. Lidé v produktivním věku v roce 2001 tvořili 70,2 % populace, pak se jejich podíl postupně snižoval na 65,0 % v roce 2017. V roce 2050 se očekává pokles až na 56,5 %.

Průměrný věk obyvatel Česka dosahoval v roce 2001 úrovně 39,0 let, do roku 2017 narostl na 42,2 let a do roku 2050 by se měl podle projekce ČSÚ (z roku 2018) zvýšit na 46,3 roku. Na sto dětí do 15 let věku v roce 2001 připadalo 87 seniorů, v roce 2017 již 122 a v roce 2050 by jich mělo být 193. Dochází tak ke stárnutí populace a tento trend by měl pokračovat i v následujících dekadách. [41]

Důsledky demografického stárnutí se dotýkají všech sfér sociálního a ekonomického vývoje a nejčastější obavy vyvolávané změnou věkové struktury se pojí s udržitelností financování důchodového systému, růstem nákladů na sociální zabezpečení a zdravotní péči a nedostatkem pracovních sil na trhu práce.

Zvyšuje se počet aktivních seniorů v dobrém zdravotním stavu, ale také počet osob závislých na něčí pomoci, zejména v nejstarších věkových skupinách. Narůstá počet neurodegenerativních onemocnění a dalších nemocí typických pro pacienty vysokého věku. S tím se mění nároky kladené na zdravotní a sociální péči. Proces populačního stárnutí se nicméně promítá též do postavení seniorů ve společnosti i do sféry soukromé, do mezigeneračních vztahů a vztahu uvnitř rodiny.

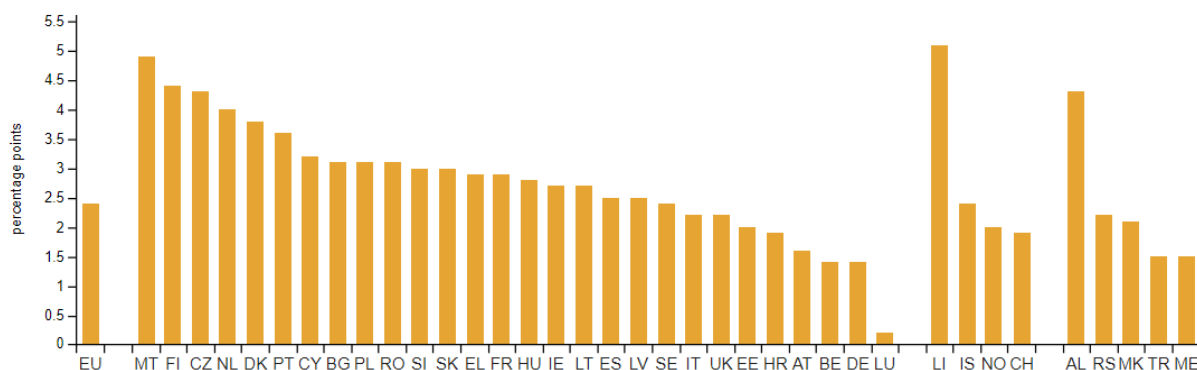
Tab. 8: Index stáří v krajích, 2001–2017 (k 31. 12.)

Kraj	Rok																
	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017
ČR	87	89	92	94	97	100	102	105	107	108	110	113	116	117	119	121	122
Hl. město Praha	122	123	125	126	127	129	129	130	130	128	130	129	128	126	124	122	121
Středočeský	90	92	93	94	95	95	95	96	95	95	96	97	99	100	100	101	102
Jihočeský	84	86	89	91	95	98	100	103	105	107	110	113	116	118	120	123	125
Plzeňský	93	95	97	100	103	105	107	110	112	113	117	119	122	124	125	127	128
Karlovarský	73	74	77	81	85	88	91	94	96	98	103	109	113	118	122	126	130
Ústecký	73	74	76	78	80	83	85	88	90	91	96	101	105	109	112	115	117
Liberecký	77	79	81	83	86	89	91	94	96	97	101	105	109	113	116	118	121
Královéhradecký	91	93	95	98	100	104	106	110	112	113	116	121	124	126	129	132	134
Pardubický	85	87	90	92	95	98	101	104	106	107	110	113	116	118	121	123	125
Vysočina	82	85	87	90	94	97	101	104	107	110	113	116	120	122	124	127	129
Jihomoravský	92	94	97	99	102	106	109	112	114	115	116	118	120	121	122	123	123
Olomoucký	84	87	90	93	96	100	103	107	109	110	113	117	120	122	124	126	128
Zlínský	85	88	92	96	99	104	107	111	114	116	118	121	124	126	129	131	133
Moravskoslezský	74	77	80	84	89	94	97	101	104	106	109	112	116	119	122	124	127

Obrázek 2-1 – Zvyšující se index stáří v ČR [44]

2.3 Stárnoucí populace v Evropě

Jedním z důkazů o stárnoucí populaci je průzkum společnosti Eurostat, což je jedna z všeobecně uznávaných autorit. Tento statistický úřad Evropské unie srozumitelným způsobem předkládá témata z různých oblastí. Na následujícím grafu je znázorněno zvyšující se procento lidí ve věku 65 let mezi rokem 2007 a 2017. V České republice se jedná o zvýšení 4.3 % a patří tím k zemím s nejvyšším navýšením počtu lidí v tomto věku. Prognózy do budoucna uvádějí, že podíl starších lidí v populaci se bude neustále zvyšovat. [8]



Obrázek 2-2 – Zvyšující se podíl starších lidí mezi roky 2007 a 2017 [8]

Stárnutí populace bude pokračovat i v příštích desetiletích a bude tudíž důležitým demografickým vývojem ve všech zemích Evropské unie. Podle prohlášení Evropské komise existují tři základní trendy, které jsou odpovědné za tento vývoj:

1. Pokračující růst průměrné délky života vzhledem k výraznému zlepšení zdraví a kvality života Evropanů.
2. Nárůsty ve věkové skupině nad 65 let až do roku 2030, kdy děti z tzv. baby-boom generace dosáhnou důchodového věku.
3. Trvale nízká porodnost (nízká plodnost), vzhledem k řadě faktorů.

2.4 Problematika stárnutí populace

Jako největší riziko pro celosvětový růst ekonomiky se v 21. století naopak ukazuje nedostatek lidí v produktivním věku. Samo stárnutí obyvatel bude mít rozdílný dopad na ekonomiku, kde je tvorba hrubého domácího produktu založena z 20 % na výrobních odvětvích a z 80 % na službách a jiný bude dopad na zemi, kde jsou výroba a služby v poměru 60 ku 40. Lze například předpokládat, že při nutnosti prodloužení věku odchodu do penze nad hranici 65 let, se s takovou situací vyrovná podstatně lépe ekonomika založená více na službách, neboť lidé zaměstnaní v tomto sektoru budou zřejmě fyzicky schopnější vykonávat svoji profesi i v takovém věku. U dělnických profesí, ve stavebnictví a v dalších oborech založených více na manuální práci či na konkrétních mechanických dovednostech, síle, vytrvalosti a zdravotní způsobilosti k práci, bude adaptabilita zaměstnanců na zvýšení důchodového věku horší, což nutně musí přinášet určité potíže. [41]

Dalším aspektem stárnutí populace je méně zmiňovaná kvalita osobního života jedinců stárnoucí populace. Kromě zajištění financování starobních důchodů a zdravotních a sociálních služeb je však také důležité zajistit, aby po odchodu do starobního důchodu nebyla dramaticky

ohrožena dosavadní životní úroveň seniorů, aby žili ve zdraví, klidu, v bezpečí a měli odpovídající péči. [42]

Výrazy stárnoucí populace nebo stárnutí populace tudíž nemají exaktní definici. Obecně lze říci, že stárnoucí populace znamená zvyšující se podíl starých lidí v populaci. Důvodem stárnutí populace jsou současně demografické a fyziologické změny nastupující u lidí s přibývajícím věkem. Nejčastější fyziologické změny jsou následující:

- horší motorické schopnosti,
- snížení svalové síly,
- snížení rozsahu pohybu kloubů a jejich bolestivost,
- změna antropometrických rozměrů,
- problémy dýchacího ústrojí,
- pokles maximální srdeční frekvence,
- zhoršení smyslů (zrak, sluch),
- změna psychických funkcí. [7]

Horší motorické schopnosti

Přibližně po 45. roce života se snižuje rychlost pohybů člověka. Zhoršuje se také pohybová koordinace menších i větších svalových skupin. To znamená, že dochází ke snížení výkonnosti a obratnosti končetin. Při vykonávání jednoduché činnosti (montáž drobných předmětů) mladí lidé podávají přibližně o 25 % lepší výkon než lidé po 50. roce života. [23]

Snížení svalové síly

Snížení svalové síly je patrné také po 45. roce života. Nejen že dochází ke snížení svalové hmoty, ale také výšky člověka a k úbytku kostní hmoty (po překročení normy vzniká osteoporóza). Svaly postupně ochabují a klesá jejich pružnost. S ohledem na úbytek svalové hmoty a tím i síly a fyzického výkonu, současně klesá pohyb a rychlost starého člověka. Síla dvojhlavého svalu pažního se do věku 65 let zmenší až o 55 %, svalstvo rukou přibližně o 20 %. Úbytek svalové hmoty a síly, s ohledem na věk, je u mužů a žen přibližně stejný. Pravidelné cvičení pomáhá ke zlepšení fyzické kondice. [23]

Snížení rozsahu pohybu kloubů a jejich bolestivost

Dalším problémem, se kterým se setkáváme s přibývajícím věkem je snížení rozsahu pohybu kloubů. Snižuje se pružnost a pohyblivost páteře a kloubů. To má za následek zhoršení ohnutí páteře a snížení pohyblivosti dolních i horních končetin. Veškeré práce mimo určitý dosah, který pro člověka ve věku 25-49 většinou nebyl žádný problém, jsou tímto nemožné. Tyto obtíže jsou zmírněny, pokud byl pro člověka pohyb a cvičení celoživotní zvyklostí. [24]

Změna antropometrických rozměrů

Změna antropometrických rozměrů souvisí převážně se změnou tělesné výšky. Tato výška se snižuje přibližně od 40. roku života přibližně o 1 cm za 10 let. Dále se snižuje hmotnost veškerých orgánů, zejména pak kostí a svalů. [25]

Problémy dýchacího ústrojí

S věkem celková kapacita plic klesá. Nejvyšší maximální minutové ventilace (spotřeba kyslíku v litrech za minutu) jedinec dosahuje ve věku 30 let. Do věku 60 let se postupně snižuje o 200 ml za 10 let. Plíce v 70 letech mají přibližně poloviční výkonnost než ve věku 20 let.

Distribuce vzduchu se postupně mění, protože dolní pole plic jsou nedostatečně ventilována. To může být problémem u starého ležícího člověka, který je ohrožen zánětem plic. [23]

Pokles maximální srdeční frekvence

S vyšším věkem dochází také ke snížení elasticity cév a průtoku krve. V srdci dochází k ubývání kardiomyocytů i kontraktilních buněčných elementů. Důsledkem je pokles vnitřní srdeční frekvence a pokles tepové frekvence při zátěži. Starší pracovník tak podává při vykonávání stejného úkolu nižší výkon než mladý člověk.

Příčina stoupaní krevního tlaku je v tom, že od puberty se objem srdce přibližně zdvojnásobí, ale průměr cév se zvětší jen o 15 %. To má za následek stoupaní krevního tlaku každý rok asi o 1,5 torru. [23]

Zhoršení smyslů (zrak, sluch)

Ke zhoršení zraku nejčastěji dochází po 45. roce života, kdy se jedná o tzv. stařecký zrak. Dochází ke zhoršení elasticity oční čočky, proto je obtížné zaostřit obraz na krátkou vzdálenost. Ostrost obrazu tak klesá přibližně o 30 % u 60 letých a o 50 % u 80 letých lidí ve srovnání s člověkem ve věku 20 let. Dále dochází ke zhoršení viditelnosti různých jasů, horší adaptaci na světlo a tmu a také se častěji vyskytuje oční zákal. Obdobou je i zhoršení sluchu po 50. roce života, kdy se jedná o tzv. stařecký sluch. Dochází ke snížení frekvenčního rozsahu sluchu. To znamená, že se zhoršuje sluchové vnímání a tím jsou obtížně vnímány vysoké tóny.

Zhoršení zraku a sluchu má za následek snížení výkonu při vykonávání jednotlivých činností, ale také problém při komunikaci s ostatními lidmi. Dále dochází ke zhoršování hmatových a čichových schopností. Ubývají receptory, které člověku umožňují vnímat pohyb a polohu těla, pocity tepla, chladu, tlaku a síly. Z toho důvodu může mít starší člověk problém s odhadem vzdálenosti nebo odhadem teploty předmětů. [23]

Změna psychických funkcí

V období stárnutí se různými způsoby mění i mnoho psychických funkcí člověka. Některé změny jsou podmíněny biologicky, jiné jsou důsledkem různých psychosociálních jevů. To, kdy se změny ovlivněné stárnutím začnou projevovat, je individuální. Záleží na jednotlivých situacích, prostředí a kvalitě života.

V této oblasti dochází převážně k změnám emocí a poruchám kognitivních procesů, jako je krátkodobá paměť, pozornost myšlení, vyhodnocování situací, prostorová představivost, úsudek aj. Jednotlivé změny se projevují ve funkcích, které slouží k zaznamenávání, ukládání či využívání informací. Nejčastější změnou je zpomalení, při jednotlivých činnostech a s tím související prodloužení reakčních časů. Problém může nastat i při výběru reakce na určitý podnět. Dalšími změnami je špatná orientace v prostředí, zhoršení vnímání, zhoršení paměti, nízká pozornost nebo dokonce nedůvěřivost či úzkost. Změna psychických funkcí značně souvisí i se sociálními změnami. [26]

Výše popsaným fyziologickým změnám by měla být přizpůsobena práce a pracovní prostředí, aby nedocházelo ke zbytečnému zatěžování pracovníků a tím i zvyšování rizika předčasného odchodu do důchodu nebo pracovní neschopnosti. Vysoká fyzická zátěž je velmi častým důvodem zdravotních problémů. Bohužel přibližně 30 % pracovních míst v Evropě stále zahrnuje nevhodné pracovní polohy, manipulaci s těžkými předměty nebo opakující se pracovní činnost. V důsledku změn ve zdravotním stavu a funkčních schopnostech způsobených stárnutím je nutné zavést specifické úpravy v práci od zdánlivých maličkostí typu

zkvalitnění osvětlení pracoviště až k podstatnějším změnám, mezi které patří například poskytování delšího pracovního volna nutného pro dostatečný odpočinek. Některé příklady z praxe ukazují, že snižování pracovní zátěže a poskytování více pracovního volna úměrně věku zvýšilo dobu skutečného odchodu do důchodu asi o tři roky. Tato preventivní a proaktivní opatření a zavádění podobných inovativních modelů jsou klíčová pro vytvoření lepšího pracovního života starších pracovníků.

2.5 Stanovení věkových skupin

Rozdělení věkových skupin je dle Eurostatu (statistický úřad Evropské unie) následující:

- 0-14 – děti,
- 15-64 – produktivní (pracující) populace:
 - 15-24 – mladí (young people),
 - 25-39 – mladí dospělí (young adults),
 - 40-54 – dospělí (adults),
 - 55-64 – starší pracovníci (older workers),
- 65-79 – starší lidé (elderly),
- 80+ – staří lidé (very elderly). [8]

V rámci této disertační práce, která je vázána na stárnoucí populaci je zapotřebí určit věkové skupiny dle uznávaných autorit a provést aplikaci na celou pracovně aktivní populaci. Jedním z cílů je hodnocení výsledků jednotlivých skupin mezi sebou, aby byl prokázán nebo vyvrácen vliv na stárnoucí populaci z hlediska měření lokální svalové zátěže. Na základě tohoto dojde ke stanovení specifik těchto jednotlivých skupin, která se následně porovnají se stárnoucí populací. Výsledkem bude stav stárnoucí populace v rámci měření lokální svalové zátěže (LSZ) se zohledněním pracovní činnosti.

Věkové skupiny produktivní (pracující) populace jsou následující:

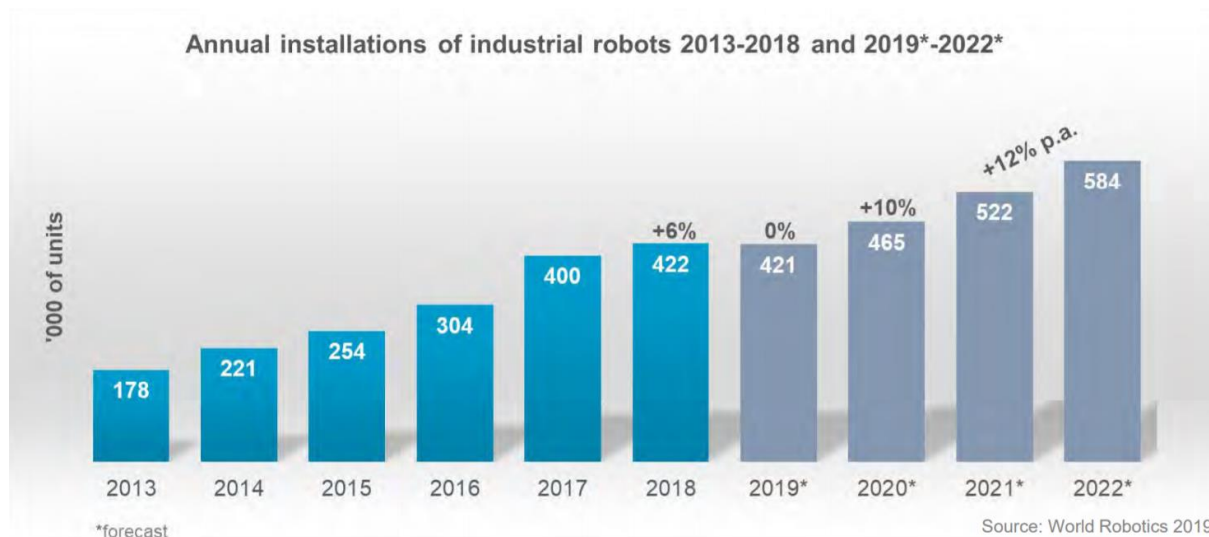
- 15-24 – mladí (young people),
- 25-39 – mladí dospělí (young adults),
- 40-54 – dospělí (adults),
- 55-64 – starší pracovníci (older workers). [8]

2.6 Vliv Industry 4.0 na strukturu pracovních pozic ve výrobním podniku

Industry 4.0 bude mít do budoucna velký vliv na změnu pracovních míst, ale na druhou stranu změny budou pozvolné, nikoliv skokové. Ruční práce ve výrobě stále zůstanou, robotizace nelze aplikovat všude.

Hustota robotů je definována jako počet víceúčelových průmyslových robotů v provozu na 10 000 zaměstnaných osob. V roce 2018 byla průměrná hustota robotů ve zpracovatelském průmyslu 99 robotů na 10 000 zaměstnanců. Evropa je region s nejvyšší hustotou robotů s průměrnou hodnotou 114 jednotek. V Americe je hodnota 99 jednotek a v Asii / Austrálii je to 91 jednotek. Země s nejvyšší hustotou robotů je Čína (v roce 2018 instalováno 154 032 jednotek), která od roku 2010 masivně nasazuje roboty zejména v elektroprůmyslu. Ve srovnání s Německem (v roce 2018 instalováno 26 723 jednotek) a Japonskem (v roce 2018 instalováno 55 240 jednotek) je mezera pozoruhodná. Japonsko mělo největší hustotu robotů na celém světě do roku 2009. [15]

Obrázek 2-3 zobrazuje celosvětový vývoj instalací robotů od roku 2013 až po rok 2018 a zároveň znázorňuje prognózu vývoje do roku 2022. V roce 2020 by měl počet instalací stoupnout o 10 % a každý další rok průměrně o 14 %. Odhaduje se, že prodeje robotů stoupnou o 10 % v roce 2022 na přibližně 584 000 jednotek. [15]



Obrázek 2-3 – Vývoj prodeje robotů od roku 2013 s prognózou do roku 2022 [15]

Jestliže je nyní v Evropě na 10 000 zaměstnanců cca 100 robotů a jestli v následujících pěti letech tohle číslo vzroste byť dvojnásobně tak podíl ručních prací bude stále vysoký. Odhadované prognózy může ovlivnit příchod případné ekonomické krize, jako tomu bylo naposledy v roce 2008 a růst se může hodně zpomalit.

2.7 Ergonomie

Je věda zabývající se odborným řešením rozporů mezi požadavky na optimální řešení problému z pohledu potřeb člověka, pracovního prostředí a pracovních podmínek, a to zejména stanovením vhodných rozměrů a tvarů nástrojů, zařízení a jiných předmětů a jejich uspořádání v pracovním prostředí a stanovení optimálních rozměrů a maximálních dosahových vzdáleností.

Odvozený název ergonomie pochází z řeckého ergon (práce) a nomos (zákony) a označuje systémově orientovanou disciplínu, která nyní pokrývá všechny aspekty lidské činnosti. Praktičtí ergonomové musí mít široké znalosti o celém rozsahu disciplíny. To znamená, že ergonomie podporuje holistický přístup, ve kterém jsou brány v úvahu údaje o fyzikálních, kognitivních, sociálních, organizačních, environmentálních a dalších relevantních faktorech. Ergonomové často pracují v určitých hospodářských odvětvích nebo aplikačních oblastech. Aplikační domény se vzájemně nevyklučují a neustále se vyvíjejí, jsou vytvářeny nové a ze starých vznikají nové perspektivy. [6]

Existují domény specializace v rámci oboru, které představují hlubší kompetence v konkrétních lidských atributech nebo charakteristikách lidské interakce.

Obory specializace v rámci oboru ergonomie jsou v podstatě následující dle [6]:

Organizační ergonomie

Organizační ergonomie se zaměřuje na optimalizaci sociotechnických systémů a také jejich organizačních struktur, postupů a strategií. Zaobírá se věcmi týkajícími se týmové práce, odpočinku a sociálního klimatu.

Kognitivní ergonomie

Kognitivní ergonomie zkoumá psychologické aspekty pracovní činnosti. Jedná se například o pracovní stres, psychologickou zátěž a procesy rozhodování.

Fyzická ergonomie

Ergonomie fyzická, která se zabývá pracovními podmínkami a prostředím, dále jejich vlivem na zdraví člověka. Mezi hlavní oblasti zkoumání fyzické zátěže patří problematika pracovních poloh a manipulace s břemeny. [6]

2.8 Rizikové faktory pracovního prostředí

Při výkonu práce je člověk vystaven působení rizikových faktorů, které vždy v jisté míře negativně ovlivňují jeho zdraví. Pod pojmem rizikový faktor rozumíme každou okolnost, podmínku, činitele či vlastnost pracovního systému, jež může být příčinou pracovního úrazu, nemoci z povolání, profesionální otravy nebo jiného poškození zdraví. Je proto nutné je vyhledávat a následně eliminovat. Pokud toto není možné, musí se učinit taková opatření, která povedou k omezení jejich působení. Lze k nim přiřadit i uspořádání pracoviště nebo jiné aspekty související s pracovní činností, včetně organizačních opatření. Zmíněný přístup se nazývá prevence rizik. [1]

Rizikové faktory

Mezi rizikové faktory z hlediska pracovních podmínek podle nařízení vlády č. 361/2007 Sb., řadíme:

- nepříznivé mikroklimatické podmínky (zátěž teplem a chladem),
- chemické faktory (chemické karcinogeny, mutageny, olovo, azbest aj.),
- biologické činitele,
- fyzickou zátěž, tj.:
 - celkovou fyzickou zátěž (nadměrné zatěžování – zvýšené fyzické úsilí, námaha),
 - lokální svalovou zátěž (jednostranná a opakovaná zátěž – opakované používání stejné svalové skupiny (statické nebo dynamické činnosti),
 - pracovní polohy (nevhodná pracovní pozice těla nebo některé jeho části během pracovních činností),
 - ruční manipulaci s břemeny (překračování hygienických limitů kladených na hmotnost přenášených břemen),
- fyzikální faktory, tj.:
 - hluk,
 - vibrace,
 - neionizující a ionizující záření. [5]

Podle vyhlášky č. 432/2003 Sb., se dále mezi rizikové faktory, jejichž expozici či zátěž je nutné hodnotit, řadí také:

- prach (s převážně fibrogenním účinkem, s možným fibrogenním účinkem, s převážně nespecifickým účinkem, s převážně dráždivým účinkem, minerální vláknité prachy),
- psychická zátěž (stres, napětí a jiné okolnosti narušující duševní pohodu pracovníka),
- zraková zátěž (používání zvětšovacíh přístrojů, práce vykonávaná za zvláštních světelných podmínek, spojená s neodstranitelným oslňováním, spojená s náročností na rozlišení detailů),
- práce ve zvýšeném tlaku vzduchu. [5]

Nemoci z povolání

Nemoci z povolání jsou nemoci, které vznikají dlouhodobým nepříznivým působením rizikových faktorů, chemických, fyzikálních, biologických a jiných škodlivých vlivů, a které jsou uvedeny v seznamu nemocí z povolání (viz nařízení vlády č. 290/1995 Sb.). Nemocí z povolání se rozumí též akutní otrava vznikající působením chemických látek. Nejčastější nemocí z povolání v ČR je syndrom karpálního tunelu z přetěžování. [5]

2.8.1 Nařízení vlády č. 361/2007 Sb.

Toto nařízení vlády stanovuje podmínky ochrany zdraví při práci s fyzickou zátěží. Hodnocení fyzické zátěže je rozděleno do následujících čtyř hlavních oblastí:

- celková fyzická zátěž,
- lokální svalová zátěž,
- pracovní poloha,
- manipulace s břemenem.

V následujících podkapitolách jsou rozvedeny jednotlivé oblasti hodnocení fyzické zátěže.

Celková fyzická zátěž

Hodnocení celkové fyzické zátěže pracovníka během pracovní směny může být provedeno celkem čtyřmi způsoby:

- tabulkové metody,
- hodnocení energetického výdeje pomocí srdeční frekvence,
- ventilometrie,
- nepřímá kalorimetrie.

Tabulkové metody

Celková fyzická zátěž hodnocená podle tabulkových metod se řídí normou ČSN EN 8996. Stanovuje se tepelná produkce organismu a tato norma obsahuje několik typů tabulek pro přibližný odhad nebo výpočet energetického výdeje při vykonávání práce. Tabulkové metody mají velkou výhodu oproti ostatním metodám v rychlosti dosažení výsledku energetické náročnosti vykonávané práce, ale na druhou stranu mají i vysokou chybovost od 5 do 30 %. [9]

Hodnocení energetického výdeje pomocí srdeční frekvence

Pro tento typ hodnocení celkové fyzické zátěže je zapotřebí využít jeden z uznávaných přístrojů pro monitorování srdeční frekvence. Nejčastěji se jedná o zařízení typu Sport Tester s hrudním pásem pro přesné měření srdečního tepu. Při této metodě je zapotřebí provádět

i časový snímek a vybrat vhodné osoby pro měření. Před vlastním měřením se zjišťuje tzv. výchozí hodnota, což je průměrná hodnota srdeční frekvence v klidu, ke které se následně porovnávají hodnoty naměřené v průběhu monitoringu. [5]

Ventilometrie

Ventilometrie patří mezi méně využívané metody pro hodnocení celkové fyzické náročnosti vykonávané práce. Přístroj pro měření objemu vydechaného vzduchu se nazývá ventilometr. Tato metoda je poměrně náročná na výpočet. Nejprve se musí změřit množství vydechaného vzduchu, následně se provede výpočet korekce na standardní teplotu vzduchu, barometrický tlak a tlak nasycených par a na závěr se provede přepočítání dle vzorců na hodnoty energetického výdeje. [5]

Nepřímá kalorimetrie

Energetický výdej lze měřit buď parciální metodou (lehké a středně těžké práce) nebo integrální metodou (těžké a krátkodobé práce s tzv. kyslíkovým dluhem). Dříve se odebíral vydechaný vzduch do vaků, měřil se jeho objem a následně se prováděla analýza obsahu kyslíku a kyslíčnicku uhlíčitého pomocí speciálních přístrojů. V dnešní době jsou využívány telemetrické přístroje. Tyto metody hodnocení celkové fyzické zátěže patří mezi nejnáročnější. [5]

Lokální fyzická zátěž

Měření lokální fyzické zátěže je použitelné pro jednoduché pracovní činnosti, kdy chceme zjistit přesnou hodnotu vynakládané pracovní síly. Jedná se o měření absolutních hodnot vynakládané svalové síly a z následného přepočtu, při kterém jsou porovnávány hodnoty vynakládaných sil s naměřenou maximální hodnotou svalové síly, korigovanou na věk a pohlaví (% Fmax). Doposud nejpřesnější metodou je integrovaná elektromyografie, při které je u zaměstnance monitorována odezva funkce neurosvalového systému, resp. jsou snímány elektrofyzilogické potenciály vyšetřovaných svalových skupin horních končetin.

S hodnocením lokální svalové zátěže je vždy spojena analýza pracovních podmínek, která obsahuje podle [5]:

- popis práce se sledováním časových faktorů práce,
- režim práce a odpočinku v průběhu konání práce,
- rozbor režimu práce uvnitř pracovních operací, délku trvání jednotlivých úkonů a doby odpočinku,
- nárazové práce s velkou silovou zátěží,
- zaujímání nefyzilogických pracovních poloh,
- manipulační rovinu a pohybový prostor,
- umístění ovládacích prvků stroje nebo technického zařízení,
- používané pracovní nástroje a nářadí,
- manipulovaný materiál.

Hodnocení lokální svalové zátěže musí vždy zahrnovat údaje, zda:

- a) v průběhu doby výkonu práce nejsou přesahovány limitní hodnoty v % Fmax,
- b) hodnota celosměrného časově váženého průměru vynakládaných svalových sil nepřesahuje limitní hodnoty,

- c) celosměnová četnost pohybů v průměrné osmihodinové směně nepřesahuje dané limitní hodnoty.

Tabulka 2-1 pojednává o průměrných hygienických limitech pro směnové a minutové počty pohybů ruky a předloktí za průměrnou osmihodinovou pracovní směnu. První sloupec obsahuje procentuální hodnoty síly vztažené k maximální síle měřeného člověka. Další dva sloupce udávají limity pohybů rukou na celou pracovní směnu a jejich přepočítaný minutový počet.

% Fmax	Průměrný počet pohybů za průměrnou osmihodinovou směnu	Průměrný minutový počet pohybů za průměrnou osmihodinovou směnu
7	27600	58
8	24300	51
9	21800	44
10	19800	41
11	18100	37
12	16700	34
13	15500	32
14	14400	29
15	13500	29
16	12700	26
17	12000	25
18	11400	24
19	10900	23
20	10400	22
21	10000	21
22	9600	20
23	9300	19
24	9000	19
25	8700	18
26	8400	18
27	8100	17
28	7800	17
29	7500	16
30	7200	15
31	6900	15
32	6600	14
33	6300	14
34	6000	13
35	5800	12
36	5600	12
37	5400	11
38	5200	11
39	5000	10
40	4800	10
41	4600	10
42	4400	9
43	4200	9
44	4000	9
45	3800	8
46	3600	8
47	3400	7
48	3200	7
49	3000	7
50	2700	7
51	2400	7
52	2100	7
53	1800	7

Tabulka 2-1 – Průměrné hygienické limity pro počty pohybů ruky a předloktí [5]

Měření lokální svalové zátěže v průmyslové výrobě

Dosud nejpřesnější metodou pro hodnocení svalové zátěže pracovníků v průmyslové výrobě i mimo ni je měření lokální svalové zátěže pomocí zařízení, které snímá svalovou aktivitu přímo na kůži pracovníka.

Téma disertační práce se zaměřuje na průmyslovou výrobu, kde hlavními a určujícími faktory manuální práce jsou pohyby ruky a zápěstí, které jsou vázány zejména na následující kritéria:

- typ pracovního místa,
- specifika pracovního místa,
- pracovní činnost prováděnou na pracovním místě,
- věkovou skupinu.

S těmito kritérii úzce souvisí omezující podmínky jednotlivých věkových skupin v rámci dnešní doby, ale je důležité počítat se změnou pracovních míst v rámci Industry 4.0.

Nutnost měření lokální svalové zátěže stále stoupá a na zaměstnavatele je kladen čím dál tím vyšší tlak z důvodu bezpečnosti a ergonomie pracovišť. Toto měření je v současné době prováděno z dvou hlavních důvodů. Prvním důvodem je nutnost stanovení klasifikace pracovišť řídicí se dle vyhlášky č. 432/2003 Sb., které závisí na několika faktorech (svalová zátěž, hluk, prašnost, zraková zátěž, zátěž chladem atd.). Druhým důvodem je nutnost měření svalové zátěže z důvodu nahlášení nemoci z povolání postiženým pracovníkem. Zde v současnosti neexistuje jiný způsob než měření metodou elektromyografie (EMG) neboli měření elektrických potenciálů vzniklých v důsledku činnosti kosterní svaloviny. Měření EMG má svá omezení a nelze propojit zahraniční a česká měření z důvodu:

- různé metodiky v jednotlivých státech,
- různých typů certifikovaných přístrojů určených pro měření,
- nedostupnosti naměřených dat.

Problematika lokální svalové zátěže, především metoda elektromyografie je podrobněji rozebrána v samostatné kapitole 2.10 EMG – elektromyografie. Znalost této metody je stěžejní pro následný výzkum.

Pracovní poloha

Prvním důležitým krokem při hodnocení pracovní polohy je rozhodnutí, zdali se jedná o pracovní polohu statickou nebo dynamickou. Statickou pracovní polohou se rozumí poloha udržovaná déle než 4 sekundy. Obsahem následných graficky vyobrazených limitů jsou pro přehlednost uvedeny pouze statické pracovní polohy. Pro hodnocení pracovní polohy při práci existují následující tři možné stupně hodnocení pracovní polohy a pohybů:

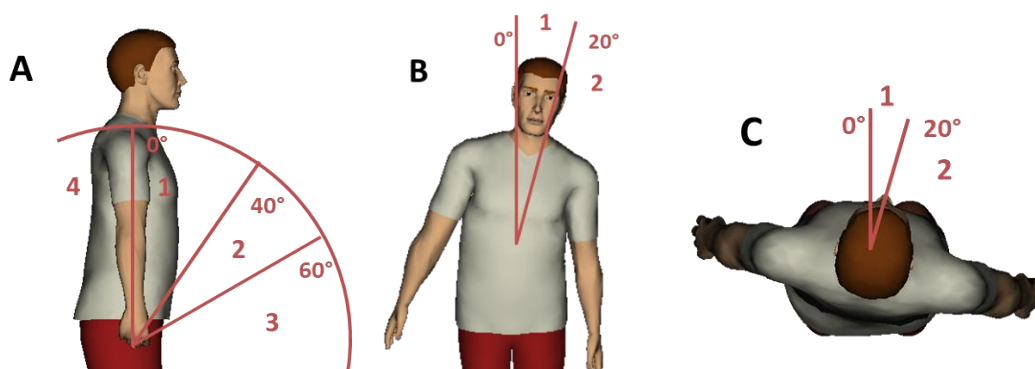
- *Přijatelné* – Zdravotní riziko je považované za nízké nebo zanedbatelné pro téměř všechny zdravé dospělé osoby. Není potřeba žádná úprava pracoviště.
- *Podmíněně přijatelné* – Existuje zvýšené zdravotní riziko pro celou skupinu pracovníků nebo její část. Riziko, spolu se souvisejícími rizikovými faktory, se musí analyzovat a co nejdříve snížit, nebo není-li to možné, musí se přijmout jiná vhodná opatření, například zajistit přijatelnost použití strojního zařízení odpovídajícími provozními pokyny.

- *Nepřijatelné* – Zdravotní riziko je nepřijatelné pro jakoukoliv skupinu pracovníků. Je nutná změna pracoviště vedoucí ke zlepšení pracovního prostoru.

Hygienický limit práce v nepřijatelné pracovní poloze je 30 minut v osmihodinové průměrné směně. Doba trvání jednotlivých nepřijatelných pracovních poloh nesmí být delší než 1 až 8 minut v závislosti na typu pracovní polohy. Hygienický limit práce v podmíněně přijatelné pracovní poloze je 160 minut v osmihodinové průměrné směně. Doba trvání jednotlivých podmíněně přijatelných pracovních poloh pak nesmí být delší než 1 až 8 minut v závislosti na typu pracovní polohy. Práce spojená se zaujímáním podmíněně přijatelných a nepřijatelných pracovních poloh překračující stanovené hygienické limity musí být přerušována bezpečnostními přestávkami v trvání 5 až 10 minut po každých 2 hodinách nebo zajistit střídání činností nebo zaměstnanců. [5]

Hodnocení zdravotního rizika pracovní polohy trupu

Při hodnocení polohy trupu se vychází z polohy páteřního výrůstku sedmého krčního obratle a horní hrany velkého chocholíku, které definují neutrální polohu. Úhly pro hodnocení polohy trupu jsou pak vztaženy k vertikální rovině. Úhel mezi rovinou procházející trupem v neutrální a vertikální poloze. Obrázek 2-4 graficky znázorňuje jednotlivé hodnocené polohy trupu, jedná se o předklon/záklon, úklon a otáčení.



Obrázek 2-4 – Grafické znázornění polohy trupu [autor]

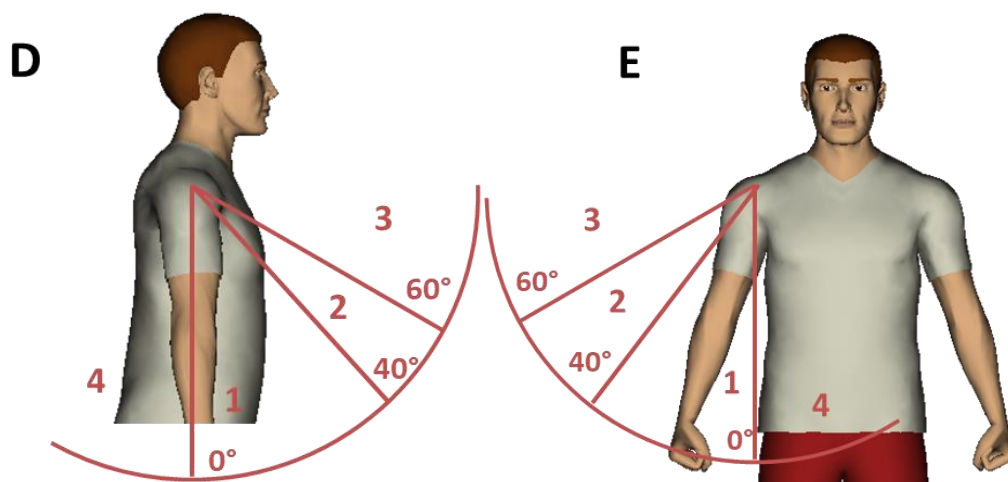
část těla	označení	poloha	přijatelná	podmíněně přijatelná	nepřijatelná
Trup	A	Předklon/záklon	0° - 40° (1)	40° - 60° (2)	60° a více (3) 0° a méně (4)
	B	Úklon	0° - 20° (1)	20° a více (2)	20° a více (2)
	C	Otáčení	0° - 20° (1)	20° a více (2)	20° a více (2)

Tabulka 2-2 – Limity pro trup [5]

Hodnocení zdravotního rizika pracovní polohy horní končetiny

Při hodnocení horních končetin se vychází ze dvou bodů na horní končetině, tj. vnější části klíční kosti a loketního kloubu. Vzpažení horní končetiny je definována jako úhel, který svírá končetina v pracovní poloze vzhledem k neutrální poloze paže. Neutrální poloha je poloha

končetiny volně visící podél těla. Obrázek 2-5 graficky znázorňuje jednotlivé hodnocené polohy horních končetin, jedná se o předpažení a abdukci ramene.



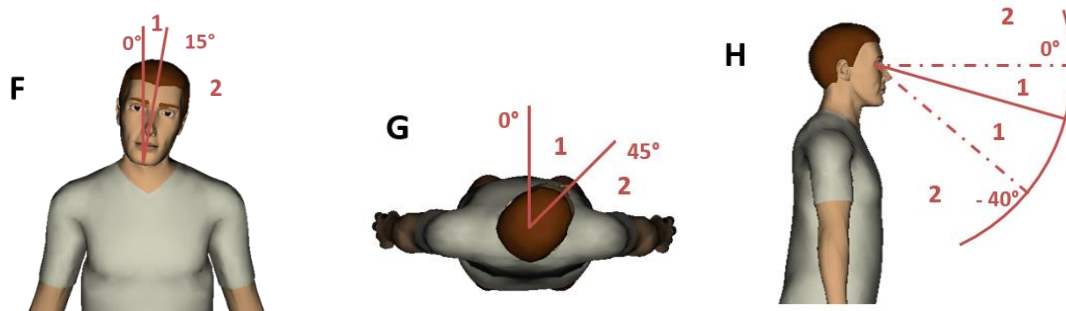
Obrázek 2-5 – Grafické znázornění polohy horní končetiny [autor]

část těla	označení	poloha	přijatelná	podmíněně přijatelná	nepřijatelná
Ramena	D	Poloha nadloktí 1	0° - 40° (1)	40° - 60° (2)	60° a více (3)
					0° a méně (4)
	E	Poloha nadloktí 2	0° - 40° (1)	40° - 60° (2)	60° a více (3)
					0° a méně (4)

Tabulka 2-3 – Limity pro horní končetiny [5]

Hodnocení zdravotního rizika pracovní polohy krku a hlavy

Při hodnocení polohy krku a hlavy se vychází buď z úhlu pohledu (při poloze trupu v neutrální poloze), tj. z velikosti úhlu pod horizontální rovinou oka, nebo z velikosti úhlu sklonu hlavy a krku k vertikální rovině. Obrázek 2-6 graficky znázorňuje jednotlivé hodnocené polohy krku a hlavy, jedná se o předklon/záklon, úklon a otáčení.



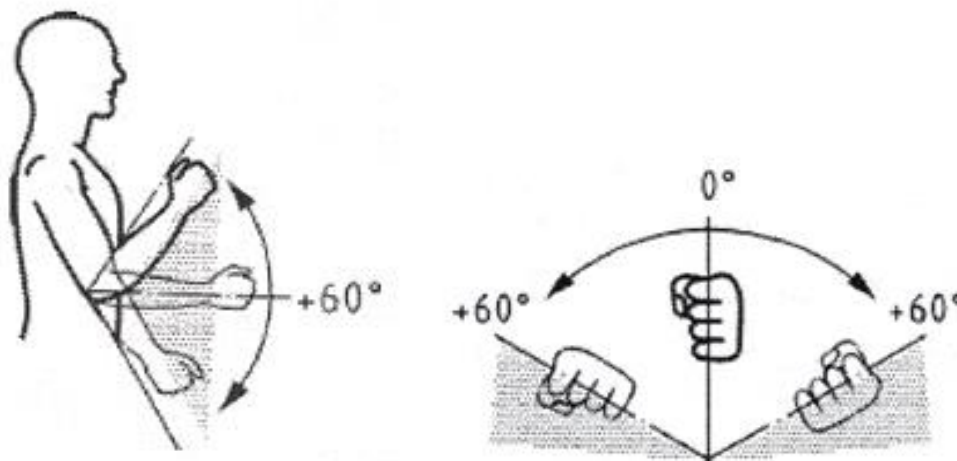
Obrázek 2-6 – Grafické znázornění polohy krku a hlavy [autor]

část těla	označení	poloha	přijatelná	podmíněně přijatelná	nepřijatelná
Hlava a krk	F	Ohnutí šíje	0° - 15° (1)	15° a více (2)	15° a více (2)
	G	Otočení šíje	0° - 45° (1)	45° a více (2)	45° a více (2)
	H	Směr pohledu	0° - (- 40°)	- 40° a více (2)	- 40° a více (2)

Tabulka 2-4 – Limity pro krk a hlavu [5]

Hodnocení zdravotního rizika pracovní polohy lokte (pouze doporučené)

Obrázek 2-7 graficky znázorňuje jednotlivé hodnocené polohy lokte, jedná se o flexi/extenzi a rotaci. Při hodnocení flexe v lokti se vychází z polohy lokte v 90°, kdy nesmí docházet k překročení úhlu o více než 60° do obou směrů. Při hodnocení rotace lokte se vychází z neutrální polohy, kdy palec směřuje vzhůru a opět nesmí docházet k překročení úhlu o více než 60° do obou směrů.



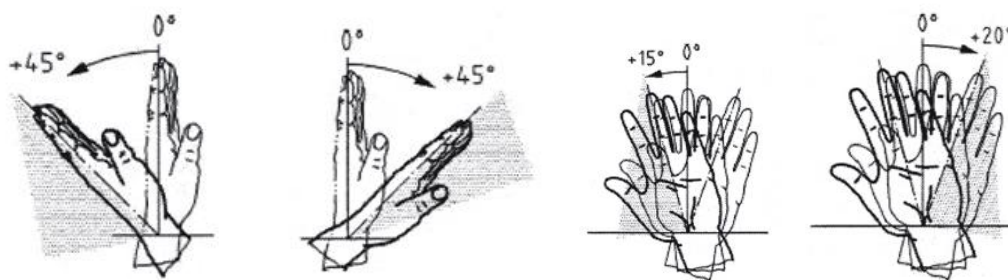
Obrázek 2-7 – Grafické znázornění polohy lokte [5]

část těla	označení	poloha	přijatelná	podmíněně přijatelná	nepřijatelná
Loket	I	Flexe-extenze	0° - ±60°	±60° a více	±60° a více
	J	Rotace	0° - ±60°	±60° a více	±60° a více

Tabulka 2-5 – Limity pro loket [5]

Hodnocení zdravotního rizika pracovní polohy zápěstí (pouze doporučené)

Obrázek 2-8 graficky znázorňuje jednotlivé hodnocené polohy zápěstí, jedná se o dorsální/palmární flexi a radiální/ulnární deviaci. Jedná se o ohnutí ruky směrem za hřbetem/dlaní a vyklonění ruky ve směru palce/malíčku. V tabulce níže jsou uvedeny maximální hodnoty vychýlení ruky do čtyř směrů.



Obrázek 2-8 – Grafické znázornění polohy zápěstí [5]

část těla	označení	poloha	přijatelná	podmíněně přijatelná	nepřijatelná
Zápěstí	K	Dorsální flexe (hřbet)	0° - 45°	45° a více	45° a více
	L	Palmární flexe (dlaň)	0° - 45°	45° a více	45° a více
	M	Radiální deviace (palec)	0° - 15°	15° a více	15° a více
	N	Ulnární deviace (malíček)	0° - 20°	20° a více	20° a více

Tabulka 2-6 – Limity pro zápěstí [5]

Ruční manipulace s břemenem

Ruční manipulací s břemenem se rozumí přepravování nebo nošení břemene jedním nebo současně více zaměstnanci včetně jeho zvedání, pokládání, strkání, tahání, posouvání nebo přemísťování, při kterém v důsledku vlastností břemene nebo nepříznivých ergonomických podmínek může dojít k poškození páteře zaměstnance nebo onemocnění z jednostranné nadměrné zátěže. Za ruční manipulaci s břemenem se pokládá též zvedání a přenášení živého břemene.

Limity pro ruční manipulaci s břemenem jsou stanoveny na 8 hodinovou pracovní směnu. Procentuální navýšení průměrného hygienického limitu je posuzováno vždy v závislosti na konkrétní délce směny a činí 5 % za každou hodinu nad 8 hodinovou směnu. Maximální možné navýšení limitů za 12 hodinovou směnu však činí 20 %.

Občasným zvedáním a přenášením břemene se rozumí zvedání a přenášení břemene nepřesahující souhrnně 30 minut v průměrné osmihodinové směně. Častým zvedáním a přenášením břemene se rozumí zvedání a přenášení břemene přesahující souhrnně 30 minut v průměrné osmihodinové směně.

	Muž	Žena
Občasné zvedání a přenášení	50 kg	20 kg
Časté zvedání a přenášení	30 kg	15 kg
Práce vsedě	5 kg	3 kg
Kumulativní hmotnost / 8h	10 000 kg	6500 kg
Tažné síly	280 N	220 N
Tlačné síly	310 N	250 N

Tabulka 2-7 – Hmotnostní limity [5]

2.8.2 Vyhláška č. 432/2003 Sb.

Tato vyhláška řeší rozdělení prací do následujících čtyř kategorií podle [5]:

- **1. kategorie** – Do této kategorie spadají práce, u kterých dle současného poznání není pravděpodobný nepříznivý vliv na zdraví pracovníka.
- **2. kategorie** – Práce označené touto kategorií mají na zdraví pracovníků vliv jenom výjimečně, a to zejména u vnímavých jedinců (alergici apod.). U těchto prací nejsou překračovány hygienické limity stanovené příslušnými právními předpisy.
- **3. kategorie** – Tato kategorie zahrnuje práce, u kterých jsou překračovány hygienické limity či jsou naplněna kritéria pro zařazení dané práce do této kategorie. Zároveň platí, že biologická expozice fyzických osob není spolehlivě snížena technickými opatřeními a za tímto účelem je nutné používat osobní ochranné pracovní prostředky. Důležité kritérium zařazení prací do třetí kategorie je také statisticky častější výskyt nemocí z povolání.
- **4. kategorie** – V této nejzávažnější kategorii jsou všechny práce, jejichž zdravotní rizika není možné vyloučit ani s používáním dostupných ochranných opatření.

Pracovní přestávky

Zaměstnavatel je povinen poskytnout zaměstnanci nejdéle po 6 hodinách nepřetržité práce přestávku v práci na jídlo a oddech v trvání nejméně 30 minut; mladistvému zaměstnanci musí být tato přestávka poskytnuta nejdéle po 4,5 hodinách nepřetržité práce. Byla-li přestávka v práci na jídlo a oddech rozdělena, musí alespoň jedna její část činit nejméně 15 minut. Přestávky v práci na jídlo a oddech se neposkytují na začátku a konci pracovní doby. Poskytnuté přestávky v práci na jídlo a oddech se nezapočítávají do pracovní doby. [5]

Kritéria kategorizace prací

Existuje celkem 13 kritérií, podle kterých se rozhoduje o rozřazení do jednotlivých kategorií práce. Kritéria jsou následující:

- prach,
- chemické látky,
- hluk,
- vibrace,
- neionizující záření a elektromagnetická pole,
- fyzická zátěž,
- pracovní poloha,
- zátěž teplem,
- zátěž chladem,
- psychická zátěž,
- zraková zátěž,
- práce s biologickými činiteli,
- práce ve zvýšeném tlaku vzduchu. [5]

2.9 Časté pracovní polohy v průmyslové výrobě

I přes veškerou snahu nevhodné pracovní polohy v průmyslových podnicích regulovat, stále existují pracovní pozice, při kterých se posuzované části horní končetiny (loket, zápěstí) mohou dostávat do fyziologicky nevhodné polohy. Pro interpretaci a ukázkou byla z reálné praxe vybrána některá pracoviště, kde se vyskytovaly dále řešené pracovní polohy lokte a zápěstí velmi často. Úhly posuzovaných částí končetin jsou uváděny orientačně. Snímky operátorů nebyly primárně pořizovány pro účely disertační práce a úhly horních končetin nebyly během posuzování pracovní operace přesně měřeny.

Obrázek 2-9 vlevo vyobrazuje operátora manipulujícího s dílem osobního automobilu, jeho standardní činností je přenášení dílů z pracoviště výrobní linky na pracoviště jiné. Operátor v rámci směny manipuluje s různými typy dílů, jejich váha se však vždy pohybuje kolem 10 kg, trasa přenosu manipulovaného břemena je kolem 3 m. Zápěstí operátora jsou v přijatelné pracovní poloze, jeho lokty jsou v poloze cca + 30° od neutrální roviny.



Obrázek 2-9 – Ukázka pracovních poloh lokte z reálné praxe

Obrázek 2-9 vpravo vyobrazuje obdobný případ. Pracovník uchopí z vozíku rám s díly a vloží jej do výrobní linky. V případě, že je vozík s rámy prázdný, je jedním z pracovníků odvezen na určené místo. Pracovník během směny uloží do výrobní linky průměrně kolem 720 ks ráků s klikami. Podrám (bez dílů) váží kolem 8 kg, s díly kolem 10 kg. Pracovní poloha pravého zápěstí je v přijatelné pracovní poloze (tzv. pistolový úchop), levé zápěstí je v poloze ulnární dukce cca 20° od neutrální roviny. Loket pravé horní končetiny nelze z fotografie objektivně zhodnotit, standardem však bylo, že byl loket v poloze cca + 50° od neutrální roviny. Loket levé horní končetiny je v poloze cca – 30° od neutrální roviny.

Poloha zápěstí je velmi problematická u kontrolních činností, kdy pracovníci obvykle manipulují s výrobkem tak, aby ho prohlédli ze všech stran. Dalším problémem je práce s drobnými, či dlouhými díly, které si pracovníci musí určitým způsobem přidržovat.

Obrázek 2-10 znázorňuje jeden z těchto případů. Pracovní náplň operátorky je velmi jednoduchá, zasunuje kabely do stroje, který na konec kabelu připevní konektor a poté kabel vysune a stejný pracovní postup stále opakuje. Práce je vykonávána vsedě. Problém nastává u zápěstí levé horní končetiny, kdy je zápěstí v poloze extenze v cca 20° od neutrální roviny. Práce je staticko-dynamická s převahou dynamické složky práce pro pravou horní končetinu a s převahou statické složky práce pro levou horní končetinu. Lokty posuzované pracovnice jsou vzhledem k pracovní poloze vsedě v 0° vůči neutrální rovině.



Obrázek 2-10 – Ukázka pracovních poloh zápěstí z reálné praxe

Výše zmíněné pracovní polohy byly zachyceny v průmyslových podnicích. Tuto problematiku však nelze opomíjet ani na jiných pracovních místech, jako je například logistika, či standardní administrativní činnost, především práce u PC se standardní (horizontální) počítačovou myší, která není dostatečně ergonomicky upravena.

2.10 EMG – elektromyografie

V následujících podkapitolách je shrnuta problematika elektromyografie. Nejprve je zmíněna historie a princip metody, dále měření akčního potenciálu a následně se přechází k popisu elektrod určených pro měření a použití EMG v praxi. [22]

2.10.1 Historie

Historie elektromyografie (dnešního významu) sahá do roku 1851. Tehdy Du-Bois-Reymond použil místo elektrod baňky s elektrolytem a zaznamenával elektrickou odpověď svalu při volné kontrakci. Objevení motorických bodů (nejnižší práh pro podráždění

svalu) je datováno k 19. století. Dle Krauseho, jsou motorické impulzy přenášeny do svalu přes motorické ploténky, popsané dříve Kühnem. [19]

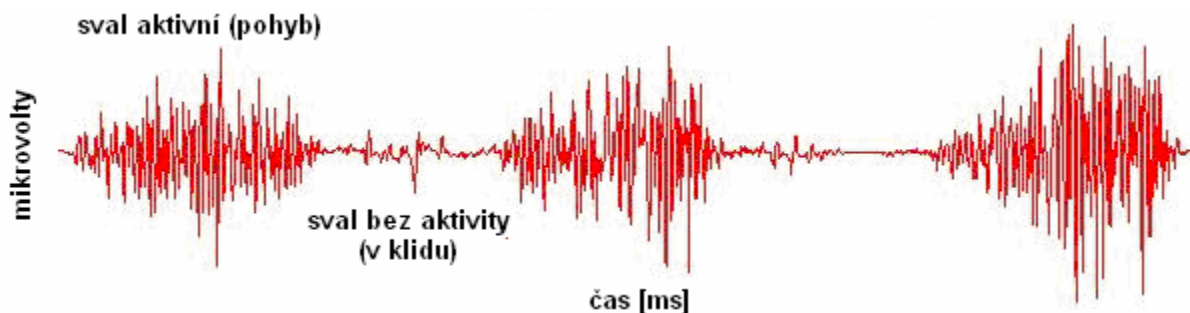
Další vědci podílející se na rozvoji elektrofyziologie byli Elanger a Gasser, použili jako první katodovou trubici k registraci biopotenciálů. Adrian zavedl koncentrickou elektrodu a akustické monitorování EMG záznamu. V následujících desetiletích byly objeveny nejrůznější EMG fenomény, zejména v jehlové EMG, která se ukázala jako skutečné „oko“ do kosterního svalu. Od poloviny 20. století se přímé souvislosti s aplikací kybernetiky (dnes informatika) začaly používat EMG vyšetřovací metody, při kterých se nezkoumá pouze spontánní elektrická aktivita kosterních svalů, ale pomocí vyšetřovacích metod lze hodnotit i charakter reakce na přesně daný zevní podnět. V roce 1961 se v Itálii uskutečnil 1. Mezinárodní elektromyografický kongres, kde byly dohodnuty shody na algoritmech a interpretacích EMG (trend ke standardizaci). To byla nutnost, jelikož v druhé polovině 20. století docházelo díky obrovskému rozmachu technologií k mnoha dalším zdokonalováním elektrofyziologických technik. Postupně bylo možné oblast zájmu EMG rozšířit i na celý motorický a senzitivní systém.

Povrchová polyelektromyografie začínala v 50. až 60. letech 20. století jako jehlová EMG. Pomocí „drátků“ (monopolárních elektrod), vpichovaných do jednoho až několika kosterních svalů, bylo možné sledovat elektrickou aktivitu činnosti svalu v různých polohách a pohybech, postupně společně s dalšími biomechanickými či kinematografickými metodami. Později se ukázalo, že pro tato kineziologická funkční sledování činnosti kosterního svalu nemusíme precizněji hodnotit mnoho parametrů jednotlivých elektrických (akčních) potenciálů, stačí pracovat pouze s určitou „horní hranicí“ frekvence sledovaného potenciálu (cca 250 Hz). Přesto i dnes v zcela konkrétních případech je možno použít snímání činností potenciálů jehlou.

Naprosto zásadním v celé této souvislosti byly bezesporu nové neurofyziologické poznatky. Experimentální výzkumy mimo jiné také ukázaly především na zásadní význam buněčné membrány buněk excitabilních struktur, především nervových a svalových buněk. Bylo prokázáno, že sarkolema je nejen nositelem elektrického náboje jako u všech živých buněk, ale současně má schopnost tento potenciál měnit. Tato přechodná rychlá změna, depolarizace následovaná hyper polarizací, byla nazvaná akčním potenciálem (dodnes platným). [21]

2.10.2 Princip elektromyografie a elektromyografické měření

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metodou. Pomocí této vyšetřovací metody můžeme hodnotit stav nervového i pohybového systému. Cílem metody je zaznamenat elektrickou aktivitu svalu, která je vyvolána změnou elektrického potenciálu, který vznikne díky svalové aktivaci. Aktivita je zaznamenávána z nervů nebo svalů, a to buď přímo na povrchu pomocí povrchových elektrod, nebo rovnou ze svalových vláken pomocí jehlových elektrod. Svalová aktivita je vyvolávána buď stimulací nebo vůlí vyšetřovaného. [22]



Obrázek 2-11 – Ukázka zachyceného EMG signálu svalů [22]

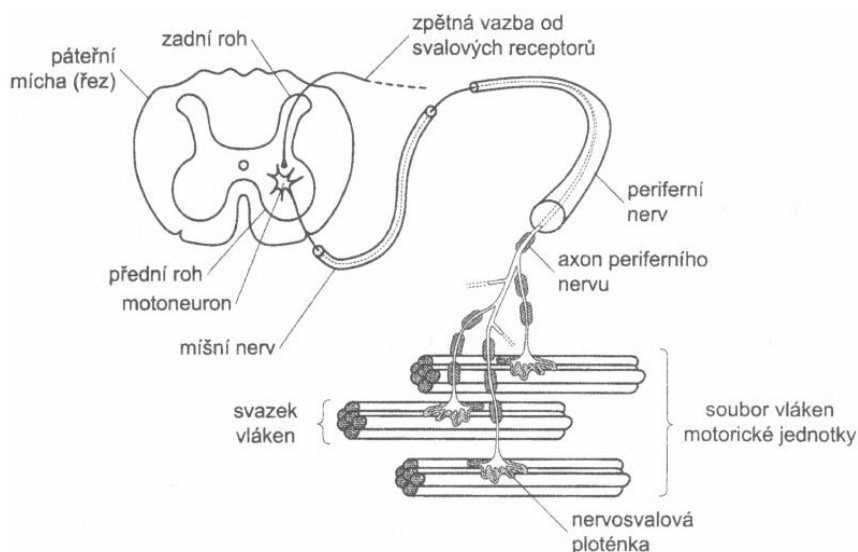
2.10.3 Elektrická aktivita činného svalu – akční potenciál (AP)

AP vzniká, přestoupí-li depolarizační proudový (vzruchový) potenciál úroveň prahu a vyvolá otevírání kanálů Na^+ , které vede ke zvýšení "pozitivity" uvnitř buňky a k postupnému rozvoji AP.

Je-li sval volně aktivován, šíří se akční potenciál vznikající v motorickém kortexu v mozku pyramidovou drahou k buňkám předních rohů míšních, kde je předáván motoneuronům. Z motoneuronu je AP veden všemi jeho větvemi k jednotlivým svalovým vláknům a dále se šíří po jejich membránách.

Vzrušení, jdoucí přes motorické nervy, dosahuje různé motorické jednotky v jiném okamžiku, takže se nekontrahují současně, ale střídavě - asynchronně. Jejich kontrakce však na sebe navazují. Kontrakce každého svalového vlákna příslušné určité vzrušené motorické jednotky je děj jednorázový. Každý nervový vzruch vyvolá po uplynutí latentní doby pouze jednu kontrakční vlnu, běžící po vlákně od inervačního místa za vlnou vzrušivou (s určitým fázovým posunem). Rychlosti vzrušivé a kontrakční vlny mohou být u jednotlivých vláken značně rozdílné. Vznik kontrakční vlny vlákna je signalizován AP. První známky mechanické reakce spadají u kosterního svalu do sestupné části AP.

Vzrušení svalového vlákna podléhá ve většině případů známému zákonu „vše nebo nic“. Nemusí tomu tak být úplně vždy. Je-li do svalového vlákna přivedeno více podprahových impulsů, může vzniknout AP jejich sumací.



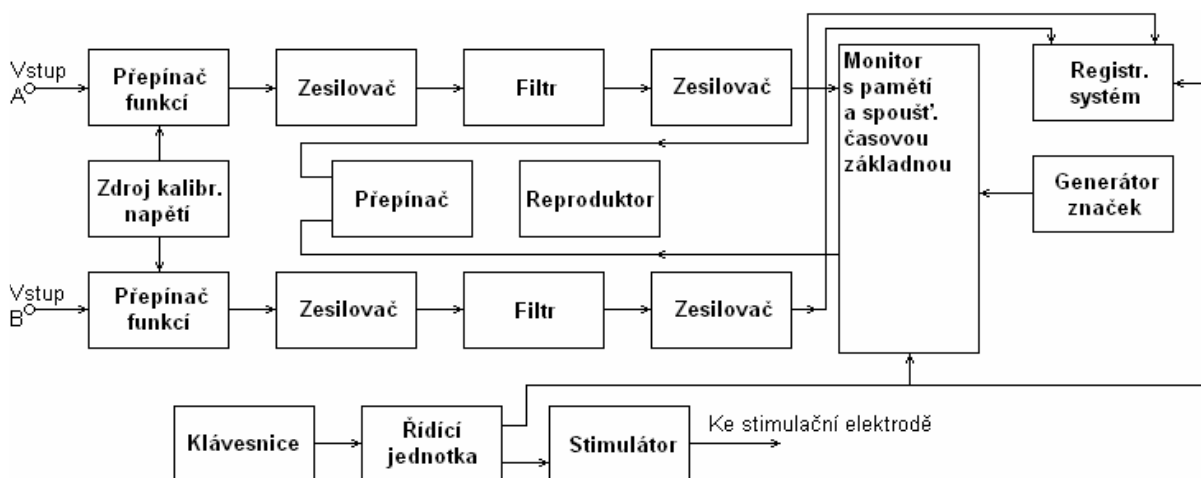
Obrázek 2-12 – Princip šíření akčního potenciálu svalu [19]

U povrchové EMG prochází AP přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken.

Elektrická aktivita svalu využívá pro posuzování mechanické aktivity možnost relativního sružení registrovaných elektrických signálů s veličinami, které popisují mechanický efekt kontrakce. Možnost přiřazení může v některých dostatečně jistých případech vést až k náhradě. Obecně je ale přiřazení elektrické aktivity (EA) k hodnotám mechanickým znesnadněno řadou vlivů. Jejich přehlednutí může vést při interpretaci výsledků ke zkreslenému a zjednodušenému názoru na skutečné poměry. Zdrojem dalšího zkreslení může být vlastní registrační postup, použitá aparatura a způsob kvantifikace EMG, zejména získaného právě pomocí kožních elektrod. [12]

2.10.4 Měření akčního potenciálu

K měření elektrického potenciálu se používá přístroj zvaný elektromyograf. Jeho hlavní části jsou elektrody, zesilovač, řídicí jednotka a výstupní zařízení reprezentované monitorem nebo reproduktorem. K vyšetření se používá dvou metod a to podle charakteru onemocnění vyšetřovaného svalu. Metody jsou to odporové a jehlové. Použití metod se volí podle místa a druhu vyšetření. Odporová umožňuje vyšetření z více svalových vláken (svazek vláken), jehlová z konkrétního místa (konkrétního svalového vlákna). [22]



Obrázek 2-13 – Schéma elektromyografu [17]

Pomocí elektromyografu lze měřit:

- aktivitu skupin nebo jednotlivých svalových vláken,
- v nervové soustavě rychlost šíření vzruchu,
- lze kontrolovat činnost nervových drah.

Jedna kontrakce svalu vyvolaná jedním podnětem se nazývá svalové trhnutí. Myografický záznam má část vzestupnou (krescentu), odpovídající postupnému zkracování, vrchol a část sestupnou (dekrescentu), odpovídající postupnému ochabování. Trvání vzestupné a sestupné části křivky se liší u různých svalů a u téhož svalu se mění v závislosti na stavu svalové tkáně nebo na zevních faktorech (např. teplota). Tyto informace vypovídají o velikosti svalové aktivity v závislosti na čase a o posloupnosti v zapojování jednotlivých svalů ve smyslu mezisvalové koordinace. V žádném případě však nelze zaměňovat hodnoty svalových amplitud

v μV za jednotky síly, které charakterizují mechanické změny v průběhu pohybu konkrétního tělesného segmentu. Vztah těchto dvou funkcí není lineární.

V biomechanice dominují tři aplikace při používání povrchového EMG:

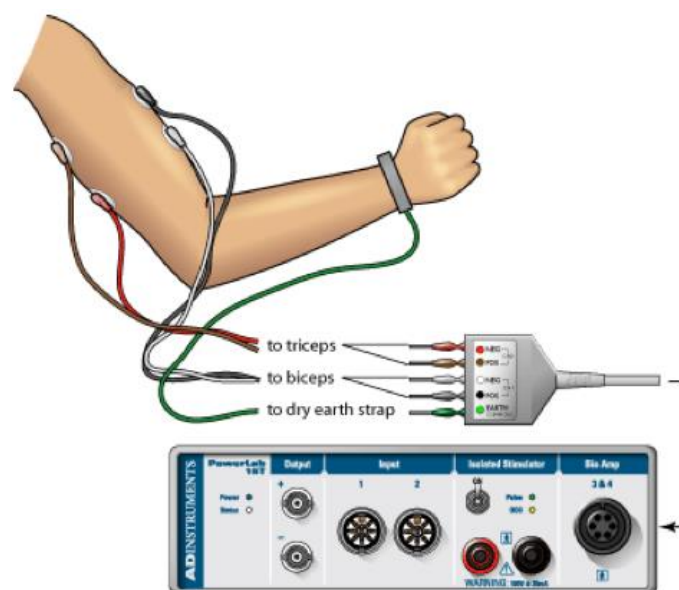
1. ukazatel zahájení svalové aktivity,
2. udává informace o silových přírůstcích vyvolaných jednotlivými svaly nebo skupinou svalů,
3. ukazatel únavových procesů nastávajících uvnitř svalu. [23]

2.10.5 Elektrody pro měření

Elektrody slouží jak ke snímání akčního potenciálu, tak k jeho stimulaci (vyvolání). Pro snímání se používají různé metody, závisící na účelu snímání a na druhu svalstva, ze kterého snímání probíhá. Základní dělení:

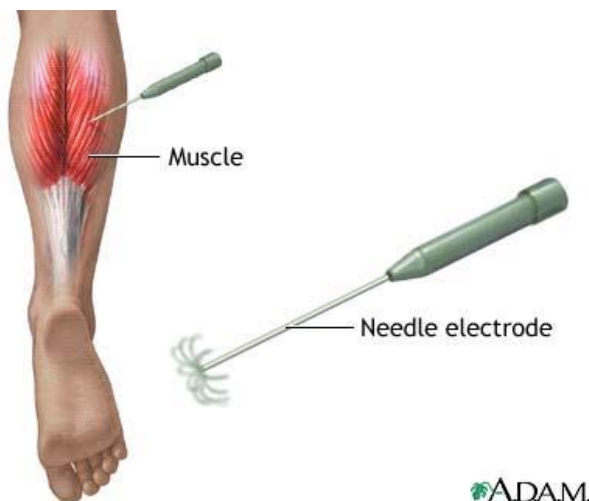
- povrchové:
 - plovoucí,
 - suché,
- podpovrchové:
 - vpichové,
 - omplantabilní,
- mikroelektrody.

Povrchové elektrody – používají se především pro testování reflexů a šíření vzruchů v nervové soustavě. Jedná se o plošné desky, přiložené a připevněné na kůži. Měří se akční potenciál skrz přilehlé tkáně, především tukovou vrstvu a kůži, na jejímž povrchu jsou nalepeny elektrody detekující sled akčních potenciálů blízkých motorických jednotek. Desky se nesmí pohybovat, případný pohyb by mohl mít vliv na výsledky měření. Nejsou příliš vhodné pro měření akčních potenciálů. Pro lepší vedení se používá speciální vodivý gel, který snižuje hodnotu vstupního odporu. Například proti jehlovým sondám je jejich použití levnější a pro zkoumaného člověka to není tolik nepříjemné.

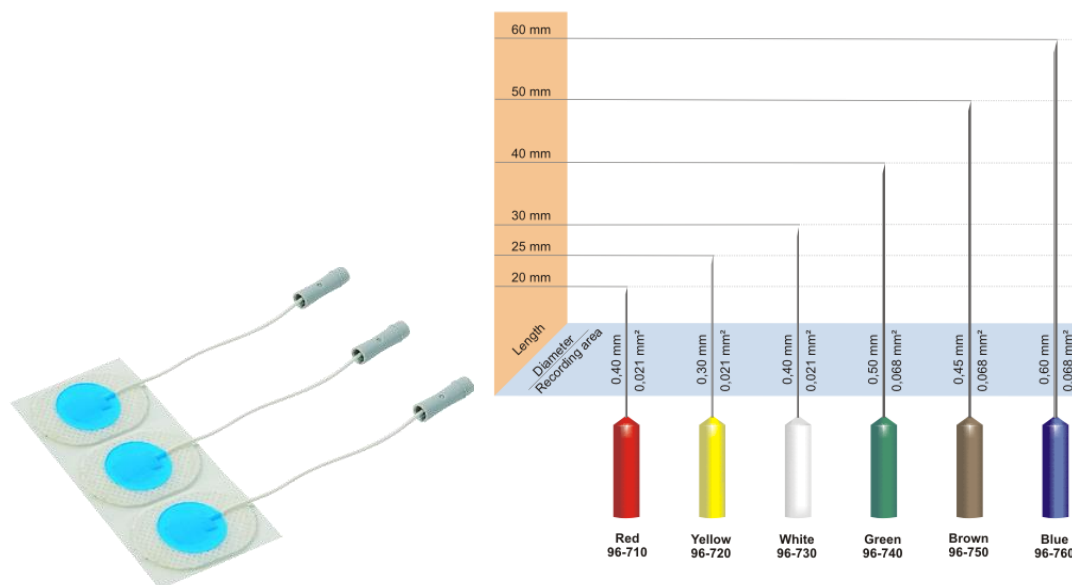


Obrázek 2-14 – Snímání pomocí povrchových elektrod [23]

Podpovrchové elektrody – jehlovou EMG se měří vzruchy na jednotlivých motorických jednotkách, souborech svalových vláken inervovaných jedním společným nervem. Jehlové elektrody, které jsou mnohem tenčí než běžné injekční jehly, se zavádí přímo do svalu. Oproti povrchovým elektrodám může být jejich aplikace nepříjemnější a obtížnější.



Obrázek 2-15 – Snímání pomocí jehlových elektrod [18]



Obrázek 2-16 – Příklad povrchových (vlevo) a podpovrchových (vpravo) elektrod [13]

2.10.6 Použití EMG v praxi

Původním účelem využití EMG je bez diskuze lékařství. Později se tato metoda rozšířila i do dalších vědních oborů, kde našla své uplatnění.

Lékařství

EMG metoda se používá pro měření muskuloskeletálních parametrů včetně úhlů kloubů, svalové aktivity, svalové únavy, svalové síly, denní úrovně aktivity, zátěže hole, chtění a biofeedback tréninku svalů v reálném čase. Lze pak provádět analýzy chůze pro hodnocení průběhu nemoci nebo pro léčbu nemocí jako je revma, osteoartritida, mrtvice a další oslabující nemoci ovlivňující chůzi.

Sport

Pro testování svalové zátěže u mnoho sportů jako jsou např. atletika, jezdecké soutěže (kůň-jezdec), testování pilotů F1. U sportovců se sledují aktivity svalů během výkonu ve valné většině pomocí povrchových sond. Na základě výsledků jsou trenéři nebo odborníci schopni stanovit lepší tréninkový plán, nalézt chyby v technice, zjistit který sval je třeba posílit apod. Je to nedílná součást přípravy většiny vrcholových sportovců.

Ergonomie

EMG našlo své uplatnění také v oblasti ergonomie a to především, co se týká návrhu/analýzy rozhraní stroj-člověk.

Velikost povrchového EMG poměrně přesně charakterizuje velikost svalové zátěže, často se používá pro vyjádření fyzické zátěže během práce. Ergonomická analýza často používá průběh signálu EMG snímaného během lehké, opakující se práce, přičemž důraz se klade na zhodnocení aktivity specifických svalových skupin za určitých pracovních poloh. Tak může tato informace, případně s jinými ergonomickými údaji, přispět k vývoji postupů, které napomohou vyhnout se pracovním problémům, případně vedou k lepšímu uspořádání pracoviště, resp. ke zvýšení produktivity. [3]

Centrální otázkou ergonomie je studium svalové únavy (tj. stav, kdy pracující osoba již není schopna vyvinout požadovanou sílu). Z hlediska zpracování signálu, se kontrakce unaveného svalu projevuje postupným nárůstem velikosti povrchového signálu EMG a významnými změnami ve výkonovém spektru.

Nabídka společností provádějící tyto analýzy je dle prvotního průzkumu poměrně rozšířená a zaměřují se především na:

- optimalizaci navrhovaného i stávajícího pracovního prostředí,
- kontrolu a vyhodnocení působení pracovní činnosti a pracovního místa na člověka,
- optimalizaci pracovního výkonu a předcházení poškození zdraví při práci,
- optimalizaci kabin strojů a malých pracovních prostorů.

2.11 Shrnutí poznatků a teoretických východisek práce

Lokální svalová zátěž je jedním z hlavních měřítek určující fyzickou náročnost prováděné práce. Její důležitost je dnes zakotvena v soustavě vládních nařízení jako například v nařízení vlády č. 361/2007 Sb. stanovující podmínky ochrany zdraví při práci (a jeho aktualizace NV č. 68/2010 Sb.) potažmo dle vyhlášky č. 432/2003 Sb. stanovující podmínky pro zařazování prací do kategorií. Ačkoliv je měření lokální svalové zátěže za pomoci EMG (elektromyografie) prováděno již řadu let, stále neexistují jednotné metodické postupy, které by zajistily totožnost prováděných měření. Vše je zatím formalizováno pouze doporučenými prováděcími postupy. Tento fakt má za následek nejednotný sběr dat a následnou interpretaci výsledků. Bohužel i v případě jednotných metodických postupů existuje však značné riziko rozdílných výsledků, které mohou být zapříčiněny rozdílnou tělesnou konstitucí lidí, stářím a zejména rozdílným způsobem provádění práce či různými pracovními polohami.

V prostudované literatuře a dalších zdrojích bylo zjištěno, že existují postupy měření svalového zatížení předloketních svalů pomocí EMG přístrojů. Přesnost měření závisí na několika proměnných a s určitou jistotou lze říci, že není možné naměřit dvakrát za sebou identická data. Jelikož se touto metodou měří svalová aktivita přímo na člověku, záleží také na

jeho psychickém stavu. V případě, že je např. v podmínkách průmyslové výroby pracovník vystaven psychickému tlaku, naměřené hodnoty mohou být odlišné. Z tohoto důvodu se mimo jiné doporučuje provést více měření a následně stanovit průměr naměřených hodnot.

Největším přínosem v této oblasti je působení autora mnoha vědeckých článků o elektromyografii, Carlo J. De Luca. Právě díky němu byly zjištěny faktory ovlivňující výsledky EMG měření a prováděly se různé experimenty, aby bylo měření co nejpřesnější. [10] Autoři Danuta Roman-Liu a Paweł Bartuzi se zabývali měřením flexorů a extenzorů předloketních svalů v závislosti na změně polohy zápěstí. [20] Autoři Emer P. Doheny, Madeleine M. Lowery, David P. FitzPatrick a Mark J. O'Malley řešili závislost bicepsu, brachioradialisu a tricepsu při EMG měření. [11] Závislost mezi úhlem zápěstí a svalovým zatížením byla také řešena, nicméně s ohledem na různá závaží a věk nikoliv.

Pro stanovení vhodné metodiky měření v praktické části disertační práce se vycházelo ze zkušeností odborníků zabývajících se problematikou lokální svalové zátěže, kteří řešili podobné závislosti mezi různými svaly a pracovními polohami. [31]-[36]

Detailní rešerše všech odborných publikací je obsahem *tezí disertační práce – Vliv stárnoucí populace na průmyslovou výrobu*.

Z prostudované literatury dále bylo zjištěno, že výzkum svalového potenciálu probíhal na různých typech EMG zařízení. Aby byly výsledky disertační práce použitelné v ČR je třeba k měření využívat jediné povolené zařízení EMG Holter a řídit se nařízením vlády č. 361/2007 Sb. Z tohoto důvodu bude pro veškerá měření využit právě tento přístroj.

Na základě zjištěných poznatků jsou stanoveny následující **teze**:

- existuje několik parametrů, které mají vliv na výsledek EMG měření, ale nejsou důkladně zmapovány,
- existuje velmi málo odborných publikací zabývajících se vazbou lokální svalové zátěže a pracovní polohy,
- nebyl nalezen žádný výzkum, který by mapoval vliv pracovní polohy na lokální svalové zatížení předloktí u stárnoucí populace,
- konkrétní místo nalepení elektrod má výrazný vliv na výsledek EMG měření,
- dochází k nejednotnému sběru dat, každý typ přístroje je specifický,
- hodnocení lokální svalové zátěže dle české legislativy je umožněno pouze s přístrojem EMG Holter,
- v případě nahlášení nemoci z povolání (NzP) v průmyslové výrobě je lokální měření svalové zátěže jedním z nejpřesnějších vyšetření,
- měření lokální svalové zátěže je časově náročná, ale velmi přesná metoda,
- přesnost měření závisí na několika proměnných a není možné dvakrát za sebou naměřit identická data.

3 CÍL DISERTAČNÍ PRÁCE A HYPOTÉZY

S ohledem na teoretické závěry definované v předchozí kapitole a zjištěnou skutečnost, že v prostudované odborné literatuře, zaměřené na oblast lokální svalové zátěže svalů předloktí, nebyl nalezen žádný výzkum, který by mapoval závislost lokální svalové zátěže a pracovní polohy s vazbou na stárnoucí populaci, byl definován níže uvedený hlavní cíl disertační práce. Dále jsou uvedeny dílčí cíle a vyplývající hypotézy. Dalším důvodem, proč se práce ubírá právě tímto směrem je fakt, že ve většině průmyslových podniků není oblast ergonomie brána jako podstatná součást. Často je legislativa chápána jako nucená aktivita a bohužel se až tolik nemyslí na podstatu této záležitosti, kterou je zdraví zaměstnanců. Právě zdraví a spokojení zaměstnanci mají přímý vliv na zvýšení produktivity a snížení úrazovosti z hlediska muskuloskeletálních poruch. Nicméně v posledních letech se situace zlepšuje i v České republice a tato práce by měla být dalším podkladem pro hlubší pochopení závislostí mezi pracovní polohou s vazbou na lokální svalovou zátěž svalů předloktí v rámci stárnoucí populace.

Měření nelze provádět na případech reálných operací z důvodu přesnosti a kvality výsledku. Pracovníci ve výrobě většinou spěchají, nevykonávají činnosti přesně dle potřeby měření a přístroj s kabely a elektrodami připojenými na svaly předloktí je pro ně obtěžující. Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k měření v laboratorních, kontrolovaných podmínkách zatížení a pracovní polohy.

Cíl disertační práce:

- model závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí v různých věkových skupinách pracovníků v průmyslové výrobě.

Pro naplnění výše uvedeného hlavního cíle, bylo definováno několik dílčích cílů, které jsou následně řešeny v rámci disertační práce. Jednotlivé dílčí cíle jsou následující:

- stanovení vhodné metodiky měření,
- experimentální měření v laboratorních podmínkách,
- statistické vyhodnocení experimentů,
- matematický popis závislosti mezi pracovní polohou a výslednými hodnotami EMG získanými měřeními lokální svalové zátěže ve vazbě na různé věkové skupiny.

Z hlavního cíle a jednotlivých dílčích cílů vyplynuly následující čtyři hypotézy, které jsou ověřovány v rámci této disertační práce:

H1: Lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci se zápěstím v poloze radiální nebo ulnární dukce je náročnější než při práci se zápěstím ve flexi nebo extenzi.

H2: Lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci vyžadující flexi v lokti je více náročná než práce vyžadující extenzi v lokti.

H3: S přibývajícím věkem stoupají hodnoty lokální svalové zátěže svalů předloktí při dodržení stejných pracovních poloh.

H4: Lze predikovat závislost mezi pracovní polohou, hmotností břemene a stářím na lokální svalové zatížení svalů předloktí.

4 POUŽITÉ VĚDECKÉ METODY

Kapitola použité vědecké metody v krátkosti uvádí základní vědecké přístupy a metody, které jsou v práci obsaženy. Podkapitola specifické vědecké metody rozebírá, které metody byly využity především v praktické části disertační práce. Konkrétně se jedná o statistiku a experiment. Aplikace těchto metod vedla k potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz disertační práce.

4.1 Obecné vědecké metody

Podkapitola obecné vědecké metody popisuje jednotlivé druhy empirických metod. Dále je jejím obsahem objasnění logických metod.

4.1.1 Empirické metody

Empirické metody výzkumu hodnotí zkoumaný předmět či jev pomocí smyslových počitků a vjemů za využití techniky, pro zachycení i jemnějších nuancí. Tyto metody dokáží zjistit konkrétní jedinečné vlastnosti zkoumaných předmětů a jevů v realitě. Obvykle se tyto metody rozdělují podle způsobu jejich provádění na:

- pozorování,
- měření,
- experimentování. [29]

Pozorování

Pozorování může probíhat bez kontaktu mezi pozorovaným a pozorovatelem, tzv. nezúčastněné pozorování, kdy pro pozorovaného může být naprosto anonymní. Na druhé straně je zúčastněné pozorování, kdy za aktivní účasti mohou pozorovaný a pozorovatel spolupracovat, tato metoda je však na ochotě subjektu spolupracovat. [28]

Pozorování bylo využito pro pochopení a naučení se metodiky měření lokální svalové zátěže pomocí specializovaného přístroje. Problematika elektromyografie je poměrně náročná a právě z toho důvodu bylo osvojení znalostí věnováno velké množství času.

Měření

Měření je zvláštním druhem pozorování. Jde o přesné vystižení určitých důležitých charakteristik a vlastností, které poslouží pro porovnání a zařazení pozorovaných objektů. Při měření využíváme technické prostředky s předem danými a vymezenými jednotkami a veličinami. Měření se nejčastěji užívá ke zjištění délky, hmotnosti, rychlosti, ceny, pohybu, hustoty, teploty apod. [30]

V rámci disertační práce bylo měření součástí praktické části. Byl využit přístroj EMG Holter, který slouží k měření lokální svalové zátěže horních končetin.

Experimentování

Experimentování je předem nasimulovaná zkouška, která nás díky daným podmínkám a znakům dovede k chtěnému stavu. V rámci disertační práce se uskutečnilo celkem 130 experimentů, které byly následně statisticky vyhodnoceny. Tím pádem tato empirická metoda byla naprosto stěžejní pro praktickou část práce.

4.1.2 Logické metody

Metody logické využívají principy logického myšlení a logiky samotné. Velmi často se rozdělují do „párových metod“:

- abstrakce – konkretizace,
- analýza – syntéza,
- indukce – dedukce.

Při vědeckém výzkumu se však tyto metody často prolínají a doplňují. Tímto spojením a překryvem působnosti vzniká určitá synergie. [29]

Abstrakce – konkretizace

Abstrakce je myšlenkový proces, při kterém si u různých objektů všímáme a vybíráme pouze jejich podstatné charakteristiky a zároveň ty nepodstatné neuvažujeme. Díky tomuto procesu si vytváříme v povědomí model objektu obsahující jen tyto významné charakteristické znaky, které nám umožní nalézt odpovědi na otázky, které si klademe.

Koncretizace je opakem abstrakce. Při konkretizaci vyhledáváme výskyt zkoumaného předmětu či jevu z určité skupiny a aplikujeme na něj charakteristiky této třídy předmětů či jevů. [29]

Pro splnění cíle disertační práce bylo nutno provést konkretizaci. Hledaly se předem stanovené závislosti, které doposud nebyly neřešeny s ohledem na stárnoucí populaci.

Analýza – syntéza

Analýza představuje rozložení daných faktorů na další menší části, které jsou poté zkoumány. Jde především o to, rozlišit důležité a nepodstatné části a zabývat se jimi detailněji.

Syntéza je procesem opačným k analýze, shlukuje dílčí části do celku. Jde o zkoumání jednotlivých forem, které se následně díky určitým postupům spojí v celek. [29]

Indukce – dedukce

Indukce označuje vytvoření obecného závěru ze získaných znalostí o jednotlivostech. Představuje vazbu od jednotlivých poznatků k obecným soudům. Na induktivní závěry často působí subjektivní přístup a zkušenosti, proto je jejich platnost omezována.

Dedukce je opak indukce, docházíme zde z obecných závěrů k jednotlivým úsudkům. U dedukce vždy vycházíme z pravdivých domněnek, používáme je ke zkoumání jednotlivých a zatím neobjevených případů. [29]

Indukce i dedukce jsou obsahem závěrečných kapitol disertační práce. Finální zhodnocení výsledků experimentů muselo být provedeno z několika ohledů, protože se jedná o výzkum dané problematiky na velkém množství probandů v různých věkových skupinách.

4.2 Specifické vědecké metody

Mezi specifické vědecké metody, které jsou použity pro praktickou část disertační práce, patří statistika a experiment. Následující text detailněji popisuje tyto dvě metody z obecného hlediska pohledu.

Statistika

Statistická věda je postup, jak rozvíjet lidské znalosti použitím empirických dat. Jednou z větví aplikované matematiky je matematická statistika, která je pro interpretaci dat jednou z nevhodnějších. Matematická statistika se vyvinula z popisné statistiky a jejím základem je teorie pravděpodobnosti. Zatímco popisná statistika zkoumá soubory prvků přímo, matematická statistika zkoumá tyto soubory nepřímo prostřednictvím výběrů.

Statistické postupy lze zhruba rozdělit na metody konfirmační analýzy, mezi které patří např. intervaly spolehlivosti, regresní analýza ap., a explorační analýzy, které jsou často využívány např. pro shlukové analýzy, explorační faktorové analýzy nebo metoda GUHA (kombinační analýza dat) apod. Základní rozdíl konfirmační a explorační analýzy lze definovat následovně. V konfirmační analýze formulujeme hypotézu a pomocí jedné z jejích metod danou hypotézu potvrdíme či vyvrátíme. V explorační analýze máme k dispozici množství dat a požadujeme od ní, aby nám z nich vygenerovala určité hypotézy.

V disertační práci je využita statistika založená na metodě konfirmační analýzy. Nejprve byly uvedeny hypotézy a až po nasbírání dat proběhlo statistické vyhodnocení. Výsledkem tohoto vyhodnocení je právě potvrzení či vyvrácení daných hypotéz.

Experiment

Další často používaný výraz pro experiment je vědecký pokus, který obnáší soubor jednání a pozorování, jehož účelem je potvrdit či vyvrátit danou hypotézu. Pokus je hlavní nástroj empirického rozšiřování vědeckého poznání. Jednou z podmínek pro uznání vědeckého experimentu je to, že má být plánovitý, opakovatelný a tím pádem i ověřitelný. Obecné podmínky pro dané experimenty se liší podle toho, o jaký konkrétní druh experimentu se jedná. Ve fyzikálních a chemických vědách se mohou měnit např. vstupní podmínky a parametry. Naopak ve společenských vědách jsou možnosti experimentátora velmi omezené a je kladen důraz na svědomitý výběr zkoumaného vzorku.

Aby mohl být experiment označen jako relevantní, očekává se dostatečně přesný popis všech relevantních podmínek, přesný záznam všech postupů a charakteristika měřicího zařízení. V případě, že je to objektivně možné, pokus musí být opakovatelný. Je nezbytné, aby byl pokus koncipován tak, aby znemožnil náhodný chybný výsledek. Pokus by měl být vymezen tak, aby připouštěl minimum všech vedlejších vlivů.

Z tohoto důvodu byla věnována velká pozornost kapitole s popisem měřicí techniky a následně i samotnému popisu prováděných experimentů. Díky kompletnímu popisu postupu jednotlivých experimentů může v budoucnu dojít na jejich případné zopakování.

5 VÝZKUM HODNOCENÍ LOKÁLNÍ SVALOVÉ ZÁTĚŽE S OHLEDEM NA PRACOVNÍ POLOHU

Tato kapitola je klíčovou částí předkládané práce. Shrnuje metodický přístup využitý při měření lokální svalové zátěže, měřící techniku a zařízení, využití statistické metody a v neposlední řadě konkrétní výsledky získané na reprezentativním vzorku probandů, díky kterým došlo na vytvoření modelu závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí. Výsledky jednotlivých závislostí byly následně ověřovány.

Disertační práce zahrnuje problematiku stárnoucí populace. Do budoucna se počítá s tím, že bude pracovat vyšší počet lidí ve vyšších věkových skupinách. Měření experimentů bylo rozděleno na čtyři věkové skupiny. Prvním důvodem je možnost porovnání výsledků mezi samotnými skupinami, kde lze do budoucna odhadnout dopad přesunu většího počtu lidí do starších věkových skupin. Druhým důvodem je možnost zopakování experimentů po určitém časovém období, například za 20-30 let a porovnat výsledné hodnoty. Měření probandů bylo rozděleno i genderově, důvodem je rozdílný svalový potenciál obou pohlaví. Experimenty byly pro ženskou část populace lehce poupraveny.

5.1 Měření lokální svalové zátěže

V této podkapitole jsou shrnuty uplatněné postupy při prováděném měření, měřící technika, průběh vlastního měření a statistické metody využití ke zpracování dat z měření.

Experiment probíhal za účasti probandů obou pohlaví čtyř věkových skupin. Cílem výzkumu je hodnocení dopadu pracovních poloh (lokte a zápěstí) na svalové zatížení předloktí ve vazbě na stárnoucí populaci. Skupina probandů ve věku 15–64 let byla měřena pomocí integrované elektromyografie. Výsledky výzkumu byly následně hodnoceny s ohledem na NV č. 361/2007 Sb. Toto nařízení vlády mimo jiné také určuje úhly lidského těla, ve kterých může člověk dlouhodobě vykonávat pracovní činnost.

5.1.1 Měřící technika

S ohledem na legislativu ČR byl pro měření použitý přístroj EMG Holter. Níže je uveden kompletní postup měření lokální svalové zátěže a následné zpracování dat v PC.

Popis přístroje pro měření EMG Holter

Svalová zátěž je zaznamenávána pomocí přístroje EMG Holter, ten umožňuje záznam případně celé pracovní směny (paměťová kapacita přístroje dokáže ukládat data po dobu 17 hodin) pomocí čtyř EMG signálů a pulsní frekvence, která je vypočtena z jednosvodového EKG. Přístroj obsahuje také jeden volný DC kanál, kam je možné připojit další vnější moduly, například modul teploty. Elektronika přístroje je proti elektromagnetickému a elektrostatickému rušení chráněna pomocí ocelového plechu, ten zajišťuje také vysokou mechanickou odolnost, zároveň je během měření přístroj uložen do koženého pouzdra. EMG svody jsou k přístroji připojovány pomocí konektorů, jejichž konstrukce znemožňuje samovolné uvolnění, tudíž by nemělo dojít k přerušení ukládání dat do přístroje. Do jednoho svodu jsou vestavěny dva EMG kanály, což snižuje počet kabelů a tím pádem zjednodušuje přípravu měření a snižuje možná rušení, která by během měření mohla nastat. Přístroj je propojen s počítačem pomocí programu EMG Analyzer, ten zajišťuje komunikaci počítače s Holterem a umožňuje také standardní správu naměřených dat (databáze měření, zobrazení

křivek, tisk, základní statistické výpočty, export hodnot apod.). Dále je umožněna analýza EMG signálů během celé doby měření, která je založena na maximálních hodnotách EMG (F_{max}) – veškeré signály jsou normalizovány k hodnotám F_{max} . Na základě definované doby měření mohou být vypočteny průměrné hodnoty signálů, ty jsou vyjádřené v procentech F_{max} . Lze také zobrazit histogram (rozložení) normalizovaných EMG hodnot, které jsou také vyjádřeny v procentech F_{max} . Přístroj i s částí příslušenství je zobrazen na následujícím obrázku – Obrázek 5-1 – EMG Holter.



Obrázek 5-1 – EMG Holter [autor]

Doporučený postup měření svalové zátěže pomocí přístroje EMG Holter

Příprava přístroje na měření

Po vyndání přístroje z přepravního kufříku je do něj vložena baterie – jediná možnost, jak přístroj zapnout a opět vypnout. EMG svody jsou propojeny s EMG elektrodami, na které se nalepí lepící kroužky (je vhodnější nalepit lepící kroužky na elektrody v době, kdy ještě nejsou přilepeny na měřeném probandovi, připojování elektrod k lepícím kroužkům není příjemné a silné stlačení svalů před začátkem měření může ovlivnit jeho výsledky). Balení obsahuje elektrody červené, žluté a zelené barvy.

Ošetření pokožky elektrodovým krémem

Pokožka je v místě měření ošetřena elektrodovým krémem (abrazivní pasta), která odstraní odumřelé zbytky kůže a zároveň pomáhá vedení signálů. Pokožka je po ošetření usušena suchým papírovým ubrouskem. Krém musí být z pokožky co nejlépe odstraněn.

Vyhledání vhodného místa pro přilepení elektrod

Pro měření se vyhledávají dva svaly – flexor a extensor. Svaly jsou vyhledávány hmatem, během prohmatávání proband provádí určité pohyby (zatínání předloktí, pohybování prstů atd.), které pomůžou k objevení vhodného místa pro nalepení elektrod. Pohyby a hledání musí být provedeny vestoje, loket probanda by měl být v úhlu 90°.

Nalepení elektrod

Při měření se na každou paži probanda umísťuje 5 elektrod. Na spodní stranu předloktí (flexory) se umísťují první dvě elektrody. Další dvě elektrody se umísťují na extenzory předloktí. Poslední, pátá elektroda se umísťuje na loket (nejlépe mimo svaly), protože je užívána jako zemnicí.

Nejprve je nutné nalézt flexor, který se nachází na spodní straně předloktí, ve 2/3 jeho délky od zápěstí blíže k lokti. Na něj se umísťují dvě elektrody vedle sebe tak, aby bylo možné paži pohybovat a elektrody se při tomto pohybu nedotýkaly. Užívají se většinou červené elektrody (viz Obrázek 5-2). Před nasazením elektrod je důležité použít abrazivní pastu, která by měla místo odmastit, zbavit přebytečné odumřelé kůže a dalších nečistot, aby měřicí elektrody byly dobře nalepeny a minimalizoval se přechodový odpor.

Stejným způsobem jako byl nalezen flexor, je nutné nalézt extenzor, který se nachází na horní straně předloktí, cca ve 4/5 jeho délky od zápěstí velmi blízko lokte. Na něj se opět umísťují dvě elektrody vedle sebe tak, aby bylo možné opět paži pohybovat a elektrody se nedotýkaly. Užívají se většinou žluté elektrody (viz Obrázek 5-2). Opět je doporučeno použití abrazivní pasty.

Jako poslední se umísťuje zelená zemnicí elektroda mimo sval, nejlépe na loketní kost (viz Obrázek 5-2).

Elektrody a převaděče se na probandovi přichycují pomocí pružné bandáže, tzv. prubanu.



Obrázek 5-2 – Elektrody pro měření EMG a Holter [autor]

Propojení Holteru a PC

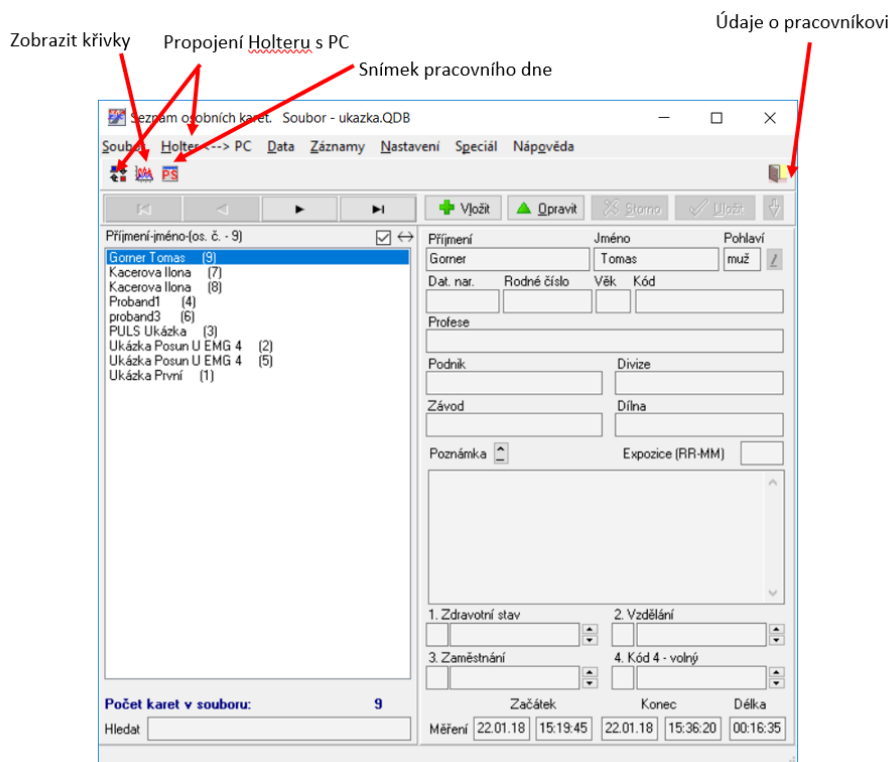
Pokud jsou elektrody přilepeny na probanda, jsou pomocí kabelů připojeny k přístroji. Nejprve se k počítači připojí interface, zmáčkne se tlačítko START a poté se k počítači připojí celý přístroj.



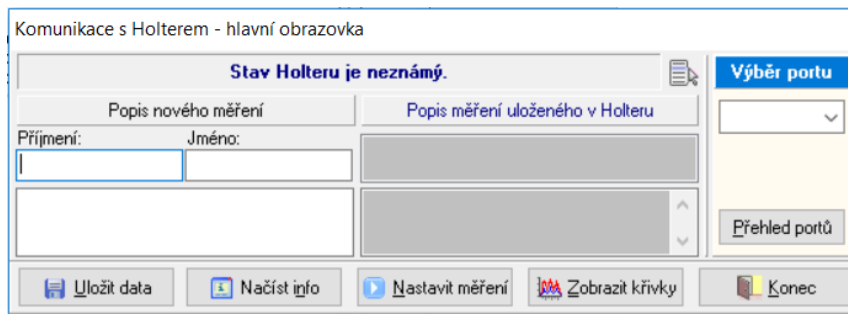
Obrázek 5-3 – Interface s izolační bariérou pro připojení Holteru [autor]

Zpracování v PC

Po zapnutí programu EMG Analyzer se klikne na tlačítko „Holter < -- > PC“, čímž se docílí připojení přístroje k PC, dále se pokračuje kliknutím na tlačítko „Načíst info“, to udává informace o tom, v jaké fázi měření se přístroj nachází. Poté se nastaví měření – zapíšu se údaje o měřeném probandovi (jméno, příjmení, věk apod.). Pro ukládání naměřených záznamů je důležité zmáčknout tlačítko START/STOP, které je umístěno na Holteru, jedná se o malé červené tlačítko, které se nachází vedle zesilovacích kanálů, lze ho stisknout například perem. Po jeho zmáčknutí se budou veškeré údaje ukládat, dokud nebudou přetaženy do PC, případně pokud nebude vytažena baterie z Holteru.



Obrázek 5-4 – EMG Analyzer [autor]



Obrázek 5-5 – EMG Analyzer 2 [autor]

Zjištění F_{max}

Na počátku měření je nutné u probanda zjistit F_{max} , tzv. maximální volnou sílu. Tato síla je referenční silou pro porovnávání sil naměřených při experimentu. F_{max} je síla, kterou je schopen člověk dosáhnout při maximálním volním úsilí vynakládaném konkrétními svalovými skupinami v definované pracovní poloze. [2]

Při měření referenční F_{max} by měly být splněny následující podmínky:

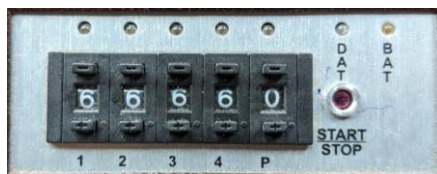
- proband by měl stát,
- úchop musí být proveden tzv. podhmatem,
- referenční síla měřena na začátku měření,
- paže musí být ohnuta do 90 stupňů v lokti,
- měření by mělo být provedeno 2x až 3x,
- síla by měla být držena 2 až 3 s.

Při tomto měření by se měla síla ověřit například dynamometrem. Pro účely měření experimentů disertační práce byl využit Dynamometr JAMAR plus.



Obrázek 5-6 – Dynamometr JAMAR plus [autor]

Křivky maximální síly by se v počítači měly pohybovat do 2/3 osy. Citlivost elektrod se dá nastavit pomocí zesilovacích kanálů, ty jsou zobrazeny na následujícím obrázku. Po nastavení citlivosti je přístroj odpojen od PC, vložen do brašny, dán probandovi a může začít samotné měření.



Obrázek 5-7 – Zesilovací kanály [autor]

Samotné měření

Začátek experimentu, případně začátek měření, nebo cokoli důležitého, co se během měření stane, je označeno „markerem“ – velké červené tlačítko na Holteru, které do grafu zanesne zelené čáry, které označují důležité milníky měření.

Konec měření

Pokud je měření dokončeno, opět se na Holteru stiskne malé červené tlačítko START/STOP, čímž se docílí toho, že přístroj přestane ukládat data. Poté je možné přístroj odpojit od probanda a po propojení s PC převést naměřené údaje do programu EMG Analyzer.

5.1.2 Vzorek probandů

Předmětem výzkumu byla skupina žen a mužů z české populace ve věku 15 až 64 let. Celkem bylo naměřeno 65 žen a 65 mužů ve čtyřech věkových skupinách. Tabulka 5-1 a Tabulka 5-2 kompletně shrnují informace o probandech s rozdělením do jednotlivých věkových skupin. Konkrétně se jedná o přesný počet měřených probandů v dané skupině, jejich průměrnou hodnotu hmotnosti (se směrodatnou odchylkou), výšky (se směrodatnou odchylkou) a BMI. Kromě těchto charakteristik byly v průběhu výzkumu shromažďovány informace o lateralitě (pravák/levák) a zdravotním stavu. Zejména se zjišťovaly informace ohledně zdravotního stavu horních končetin, protože ty byly pro výzkum stěžejní. V případě, že by proband v minulosti absolvoval nějakou operaci horních končetin (např. kvůli syndromu karpálního tunelu) mohl by tím ovlivnit získaná data. Nicméně všichni měření probandi uvedli, že se s něčím podobným nesetkali.

VĚKOVÁ SKUPINA	POČET	HMOTNOST (KG)	VÝŠKA (CM)	BMI
15–24	N=20	60 (± 5,9)	170 (± 5,0)	21,0
25–39	N=20	60 (± 5,7)	168 (± 3,8)	21,4
40–54	N=20	69 (± 8,5)	170 (± 4,6)	24,1
55–64	N=5	79 (± 7,6)	164 (± 4,1)	29,1

Tabulka 5-1 – Vzorek probandů ženského pohlaví

VĚKOVÁ SKUPINA	POČET	HMOTNOST (KG)	VÝŠKA (CM)	BMI
15–24	N=20	78 (± 5,4)	180 (± 4,3)	23,9
25–39	N=20	83 (± 7,5)	183 (± 4,4)	24,9
40–54	N=20	85 (± 7,9)	180 (± 5,4)	26,4
55–64	N=5	94 (± 7,5)	181 (± 3,2)	28,7

Tabulka 5-2 – Vzorek probandů mužského pohlaví

Na základě metodického postupu měření popsaného v předcházející kapitole, který byl sestaven dle literatury a odborných článků, byl vytvořen záznamový formulář pro všechna data z měření. Tento formulář je uveden v .xls příloze k disertační práci – Model vyhodnocení experimentů na záložce – data. Získávala se data o probandech, mezi která patří:

- číslo probanda,
- věk,
- pohlaví,
- dominantní končetina,
- tělesná výška,
- tělesná hmotnost,
- BMI,
- síla stisku pravé ruky,
- síla stisku levé ruky.

5.1.3 Popis experimentu (průběh měření)

Pro stanovení vhodné metodiky měření se vycházelo ze zkušeností odborníků zabývajících se touto problematikou viz kapitola 2.11.

Výzkum byl zaměřen na dynamickou aktivitu horních končetin, a to ve čtyřech polohách lokte a čtyřech polohách zápěstí. Veškeré experimenty byly provedeny na obou horních končetinách. V rámci experimentu měli probandi v rukou závaží (0 kg, 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg, 10 kg). Vzhledem k fyzické namáhavosti experimentu pro zápěstí bylo závaží redukováno na 0 kg, 2 kg a 4 kg. Ženy v rámci provádění experimentu lokte měly k dispozici pouze závaží do 6 kg. Níže je uveden výčet všech měřených poloh lokte a zápěstí.

Loket:

- poloha lokte 0° až - 30°,
- poloha lokte 0° až - 60°,
- poloha lokte 0° až + 30°,
- poloha lokte 0° až + 60°.

Zápěstí:

- extenze zápěstí – maximální rozsah kloubu probanda,
- flexe zápěstí – maximální rozsah kloubu probanda,
- ulnární dukce – maximální rozsah kloubu probanda,
- radiální dukce – maximální rozsah kloubu probanda.

Nejprve musela být otestována vhodnost probanda. V rámci experimentu nesměl být měřen člověk, který již má onemocnění horních končetin, četné zahojené zlomeniny apod. Z tohoto důvodu byl nejprve proband otestován změřením síly stisku. Jeho výsledek byl poté porovnán s výzkumem od J. C. Firrell and G. M. Crain [37]. Ke zjištění maximální síly (F_{max}) byl využit digitální siloměr. Při měření musel splňovat proband následující pokyny:

- vzpřímený stoj,
- dlaňový úchop siloměru,
- paže v lokti ohnuta do pravého úhlu,
- síla držena po dobu 2–3 s.

Výsledek byl následně porovnán s tabulkou níže:

Věk (roky)	Končetina	Muž (lbs)	Muž (kg)	Žena (lbs)	Žena (kg)
6 – 7	P	32,5	14,74	28,6	12,97
	L	30,7	13,93	27,1	12,29
8 – 9	P	41,9	19,01	35,3	16,01
	L	39	17,69	33	14,97
10 – 11	P	53,9	24,45	49,7	22,54
	L	48,4	21,95	45,2	20,50
12 – 13	P	58,7	26,63	56,8	25,76
	L	55,4	25,13	50,9	23,09
14 – 15	P	77,3	35,06	58,1	26,35
	L	64,4	29,21	49,3	22,36
16 – 17	P	94	42,64	67,3	30,53
	L	78,5	35,61	56,9	25,81
18 – 19	P	108	48,99	71,6	32,48
	L	93	42,18	61,7	27,99
20 – 24	P	121	54,88	70,4	31,93
	L	104,5	47,40	61	27,67
25 – 29	P	120,8	54,79	74,5	33,79
	L	110,5	50,12	63,5	28,80
30 – 34	P	121,8	55,25	78,7	35,70
	L	110,4	50,08	68	30,84
35 – 39	P	119,7	54,30	74,1	33,61
	L	112,9	51,21	66,3	30,07

Věk (roky)	Končetina	Muž (lbs)	Muž (kg)	Žena (lbs)	Žena (kg)
40 – 44	P	116,8	52,98	70,4	31,93
	L	112,8	51,17	62,3	28,26
45 – 49	P	109,9	49,85	62,2	28,21
	L	100,8	45,72	56	25,40
50 – 54	P	113,6	51,53	65,8	29,85
	L	101,9	46,22	57,3	25,99
55 – 59	P	101,1	45,86	57,3	25,99
	L	83,2	37,74	47,3	21,45
60 – 64	P	89,7	40,69	55,1	24,99
	L	76,8	34,84	45,7	20,73
65 – 69	P	91,1	41,32	49,6	22,50
	L	76,8	34,84	41	18,60
70 – 74	P	75,3	34,16	49,6	22,50
	L	64,8	29,39	41,5	18,82
75 +	P	65,7	29,80	42,6	19,32
	L	55	24,95	37,6	17,06

Tabulka 5-3 – Maximální síly stisku mužů a žen [37]

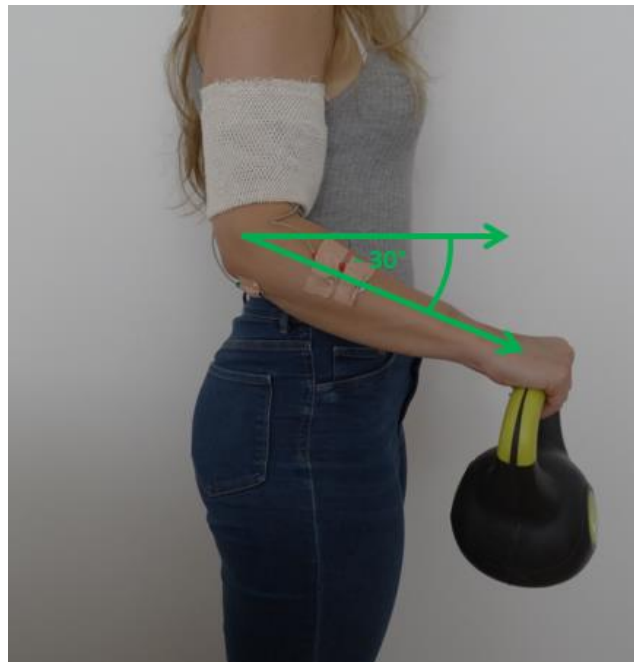
Poté byly na probanda nalepeny elektrody. Detailní postup měření pomocí přístroje EMG Holter je popsán v kapitole 5.1.1. Po nalepení elektrod a nastavení měření byl probandovi vysvětlen průběh experimentu. Experiment zaměřený na výzkum svalového zatížení svalů předloktí ve vazbě na loket probíhal vstoje a ve vazbě na zápěstí naopak vsedě. Nejprve byl měřen pohyb lokte. Poté se přešlo na měření pohybů zápěstí. Účastníci výzkumu vždy provedli jeden pohyb s jednou hmotností. Každý pohyb trval 2–3 s, po skončení pohybu si probandova končetina odpočinula po dobu cca 10 s, následně se uskutečnil další z pohybů – s vyšším závažím. Nejprve byla vždy měřena končetina pravá, po provedení pohybu se všemi závažími byl experiment proveden i na končetinu levou. Úhel pohybů končetin byl měřen standardními goniometry. Jednotlivé experimenty byly v rámci měření označeny pomocí markeru (tlačítko na měřicím zařízení) a následně vyhodnoceny.

Měření pohybů lokte

Proband postupně manipuloval závaží do určených úhlů končetiny. Probandova končetina byla nastavena pro každý měřený pohyb do neutrální polohy.

1) Pohyb lokte do -30°

Probandova končetina se nachází v neutrální poloze (pravý úhel), jeho loket je poté ohnut do -30° . V končetině drží závaží (postupně od 0 kg, 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg, 10 kg – v případě muže, 0 kg – 6 kg v případě ženy). Účastníci experimentu vždy začínají pravou horní končetinou, po provedení pohybu se všemi závažími je závaží předáno do končetiny levé. Závaží je drženo nadhmatem.



Obrázek 5-8 – Pohyb lokte do -30° [autor]

2) Pohyb lokte do -60°

Probandova končetina se nachází v neutrální poloze (pravý úhel), jeho loket je poté ohnut do -60° . V končetině drží závaží (postupně od 0 kg, 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg, 10 kg – v případě muže, 0 kg – 6 kg v případě ženy). Závaží je drženo nadhmatem.

3) Pohyb lokte do $+30^\circ$

Probandova končetina se nachází v neutrální poloze (pravý úhel), jeho loket je poté ohnut do $+30^\circ$. V končetině drží závaží (postupně od 0 kg, 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg, 10 kg – v případě muže, 0 kg – 6 kg v případě ženy). Závaží je drženo nadhmatem.



Obrázek 5-9 – Pohyb lokte do + 30° [autor]

4) Pohyb lokte do + 60°

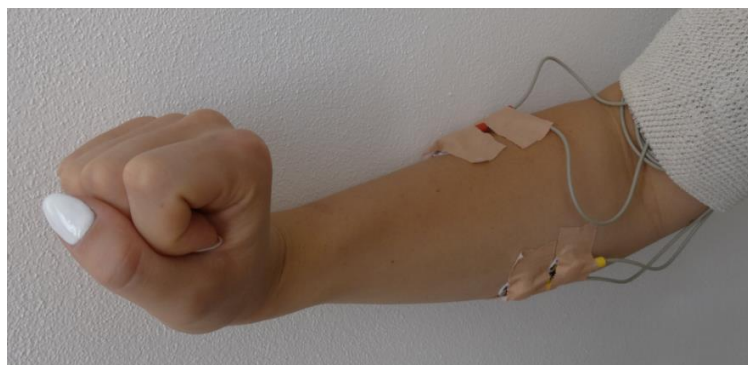
Probandova končetina se nachází v neutrální poloze (pravý úhel), jeho loket je poté ohnut do + 30°. V končetině drží závaží (postupně od 0 kg, 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg, 10 kg – v případě muže, 0 kg – 6 kg v případě ženy). Závaží je drženo nadhmatem.

Měření pohybů zápěstí

Po měření úhlů lokte se proband přesunul k výškově stavitelnému stolu, kde byl měřen pohyb zápěstí. Probandova končetina byla položena do vhodné výšky, končetina se opírá o stůl. Pohyb zápěstí je proveden pouze s nulovým, 2 kg a 4 kg závažím (obě pohlaví). Úhel zápěstí je určen maximálním rozsahem probandova kloubu. Obvykle v rozsahu 15° – 20°.

1) Extenze zápěstí

Nejprve je proveden pohyb extenze zápěstí – závaží bylo drženo nadhmatem, do maximálního rozsahu kloubu probanda (maximálně do 20°). Proband nejprve provede pohyby pravou horní končetinou, následně jsou závaží předána do končetiny levé. Rozsahy kloubů byly během experimentu měřeny standardními goniometry.



Obrázek 5-10 – Extenze zápěstí [autor]

2) Flexe zápěstí

Následně byl proveden pohyb flexe zápěstí – závaží bylo drženo podhmatem. Pohyb zápěstí byl proveden do maximálního rozsahu kloubu probanda. Pokus byl nejprve proveden na pravé končetině, poté byla závaží předána do končetiny levé. Rozsahy kloubů byly během experimentu měřeny standardními goniometry.

3) Ulnární dukce (pohyb za malíkem)

Poté byl zkoumán pohyb ulnární dukce zápěstí, kdy závaží bylo drženo nadhmatem. Pohyb zápěstí byl proveden do maximálního rozsahu kloubu probanda. Pokus byl nejprve proveden na pravé končetině, poté byla závaží předána do končetiny levé. Rozsahy kloubů byly během experimentu měřeny standardními goniometry.



Obrázek 5-11 – Ulnární dukce [autor]

4) Radiální dukce (pohyb za palcem)

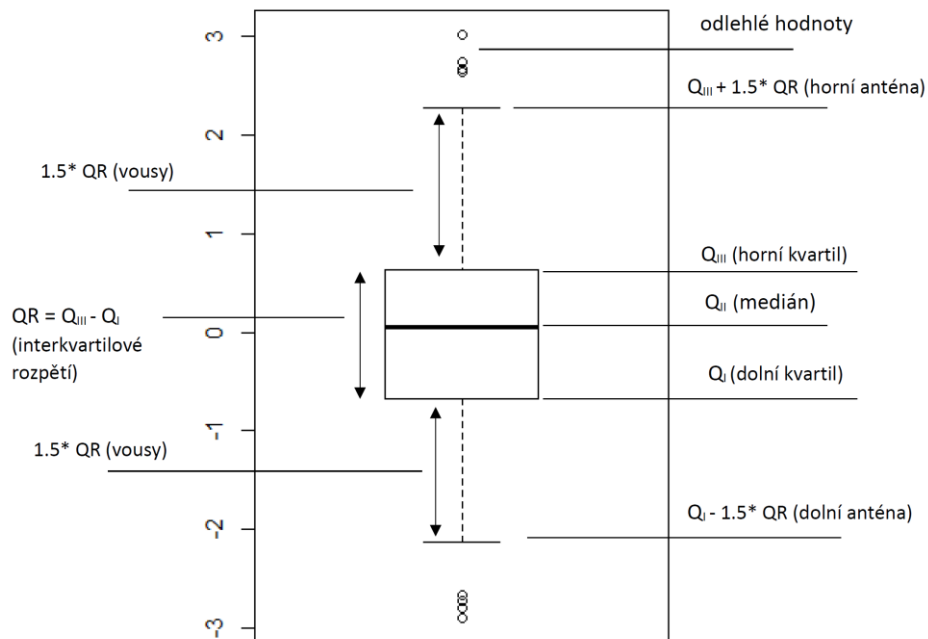
Na závěr byl zkoumán pohyb radiální dukce – závaží bylo drženo nadhmatem. Pohyb zápěstí byl proveden do maximálního rozsahu kloubu probanda. Pokus byl nejprve proveden na pravé končetině, poté byla závaží předána do končetiny levé. Rozsahy kloubů byly během experimentu měřeny standardními goniometry.

Po skončení experimentu byl proband odpojen od EMG Holteru. Následně byly výsledky vyhodnoceny ve speciálním softwaru EMG Analyzer.

5.1.4 Statistické zpracování naměřených dat

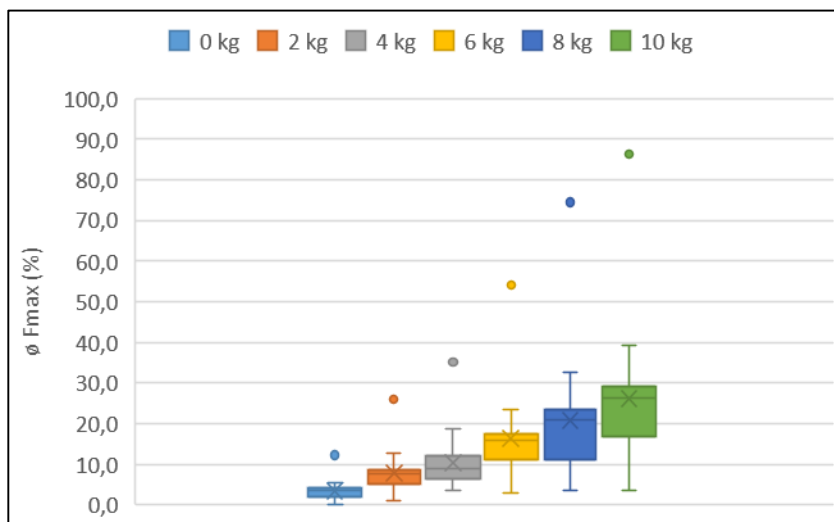
V disertační práci jsou data znázorňována pomocí několika možných grafů. Konkrétně se jedná o boxploty, regresní analýzy a spojnicové grafy.

Boxploty (krabicové grafy) – slouží k vyobrazení mediánu, 1. a 3. kvartilu a případných odlehklých pozorování. Lze pomocí nich vidět rozdíly mezi různými datovými soubory bez toho, aniž bychom předpokládali normální rozdělení.



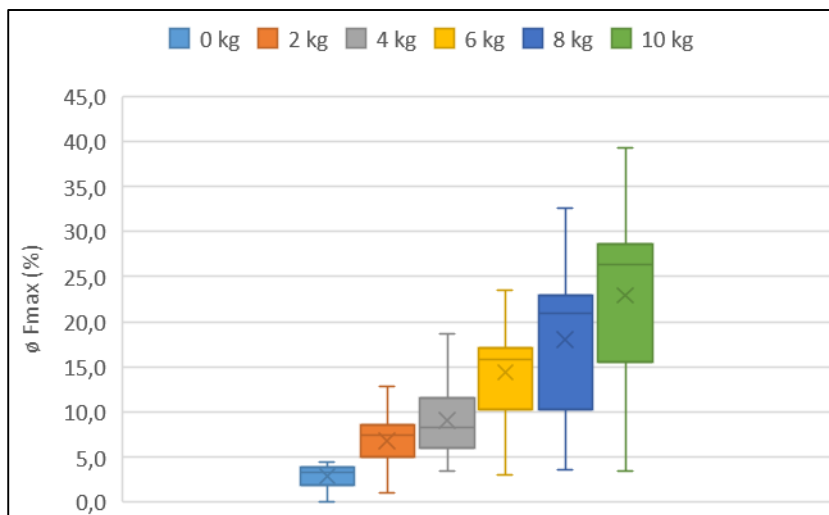
Obrázek 5-12 – Popis boxplotu/krabicového grafu

Boxploty umožnily odhalení tzv. odlehlých pozorování (barevné tečky), které ze statistického hlediska nevyhovují průměrným hodnotám ani jejich standardním odchylkám. Tato odlehlá pozorování mohla vzniknout špatným provedením experimentu nebo např. chybou měření přístroje. Obrázek 5-13 je uveden jako příklad boxplotu s odlehlými pozorováními.



Obrázek 5-13 – Boxplot s odlehlými pozorováními

Pro další zpracování musely být hodnoty odlehlých pozorování vyřazeny. Obrázek 5-14 níže zobrazuje stejný boxplot jako v předchozím případě, ale zde již upravený bez odlehlých pozorování.



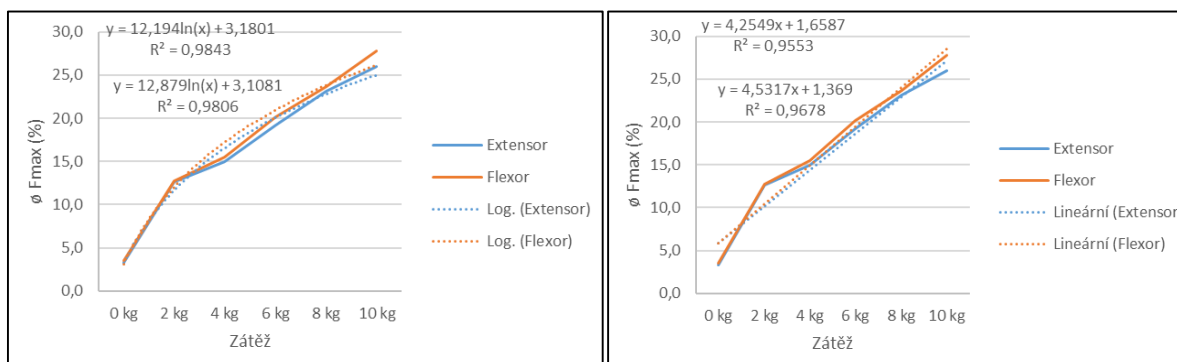
Obrázek 5-14 – Boxplot bez odlehlých pozorování

V příloze k disertační práci ve formátu .xls – Model vyhodnocení experimentů jsou obdobným způsobem vyřazena všechna odlehlá pozorování. Celkem se jedná o 256 boxplotů, které znázorňují závislost průměrné Fmax na konkrétním měřeném břemenu.

Regresní analýzy – jsou jedny ze statistických metod vyhodnocení a jejich cílem je pomocí regresní funkce vystihnout průběh závislosti mezi X a Y na základě znalosti dvojic empirických hodnot. Tím pádem jsme schopni vyslovit určitou předpověď, predikci. Základním výsledkem jednoduché lineární regrese je přímka, která nejlépe vystihuje průběh vztahu dvojic empirických hodnot.

Důležitou součástí jednoduché lineární regrese je hodnota R. Jedná se o hodnotu Pearsonova korelačního koeficientu, jehož výpočet je součástí výstupu z regresní analýzy. Čím vyšší je v regresi hodnota R (čím blíže k hodnotě 1), tím více si můžeme být jisti, že regresní model vyhovuje našim datům.

Dále je nutné se zaměřit na hodnotu R^2 , která signalizuje, jak přesná bude predikce hodnot podle naší regresní rovnice. V softwaru Microsoft Excel je tato funkce označena jako *hodnota spolehlivosti* R^2 . Pokud data budou rozložena daleko od regresní přímky, chyba predikce by byla velká, to by mohlo vyústit v nízké R^2 . Pokud budou data těsně přimykát k regresní přímce, chyba bude malá a R^2 bude vysoké.

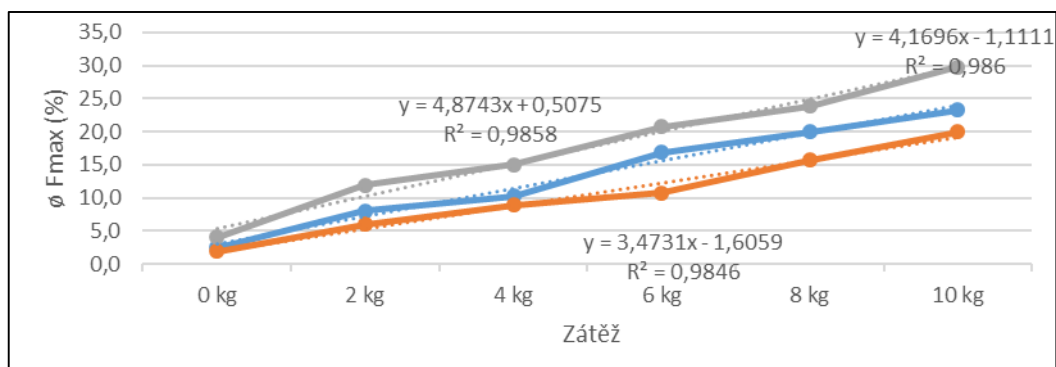


Obrázek 5-15 – Ukázka regresní analýzy

Obrázek 5-15 popisuje závislost dvou svalů předloktí (extensor vs. flexor). Na této ukázce je vidět, že pomocí hodnoty R^2 dokážeme určit, který druh závislosti vykazuje nejvyšší hodnotu spolehlivosti. Na levém obrázku je hodnota spolehlivosti pro extensor $R^2 = 0,9843$ (logaritmická) a na pravém obrázku je hodnota spolehlivosti $R^2 = 0,9553$ (lineární). Na levém obrázku je hodnota spolehlivosti pro flexor $R^2 = 0,9806$ (logaritmická) a na pravém obrázku je hodnota spolehlivosti $R^2 = 0,9678$ (lineární). Rozdíl je tím pádem naprosto minimální. V příloze k disertační práci ve formátu .xls – Model vyhodnocení experimentů se nachází 128 grafů s regresními analýzami. Hodnota spolehlivosti R^2 vychází přesněji u lineárních závislostí pro 87 % z celkového počtu grafů. Z tohoto důvodu byly logaritmické výsledky nahrazeny lineárními, čísla byla velmi podobná a hodnota spolehlivosti R se i po úpravě pohybuje v průměru kolem 96 % a více.

Spojnicové grafy

Třetím typem grafů, které byly využity ke grafickému znázornění výsledků experimentů, považmo ke komentování odpovědí na dané hypotézy, jsou spojnicové grafy. Tento typ grafu byl zvolen jako nejvhodnější pro komentování třetí hypotézy. Jedná se o zobrazení závislosti průměrných F_{max} na hmotnosti břemene. Spojnicové grafy nabízí možnost zobrazení více hladin výsledků, v případě vyhodnocení třetí hypotézy byly zvoleny hladiny jako jednotlivé zkoumané věkové skupiny. Největší výhodou tohoto typu grafu je jednoduchost prezentovaných výsledků. Bez znalosti podrobných výsledků lze na první pohled jasně vidět, která z věkových skupin vykazuje nejvyšší hodnoty průměrné F_{max} . Další výhodou je možnost propojení se statistickým vyhodnocením formou regresních analýz, které jsou komentovány v textu výše. Statistické vyhodnocení je jedním z dílčích cílů této disertační práce, tudíž možnost propojení s regresní analýzou byla využita. Ukázka vzhledu spojnicového grafu se nachází na obrázku níže.



Obrázek 5-16 – Ukázka spojnicového grafu

5.2 Výsledky experimentů a statistické vyhodnocení

V následujících podkapitolách je uvedena softwarová podpora pro vyhodnocení experimentů, časová náročnost zpracování naměřených dat a následně se přechází na výsledky experimentů s jejich statistickým vyhodnocením. Na závěr této kapitoly je uveden matematický popis modelu závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí.

5.2.1 Softwarová podpora pro vyhodnocení experimentů

Jako softwarová podpora vyhodnocování experimentů pro tvorbu modelu byl použit software Microsoft Excel. Tento software je pro daný typ vyhodnocení experimentů nejvhodnější z důvodu jeho snadné obsluhy a dostupnosti. Do budoucna se počítá s tím, že se bude model dále rozšiřovat viz kapitola 6.3. Následující část popisuje uživatelské prostředí modelu a jeho funkcionalitu.

První list „Data“ obsahuje kompletní seznam 130 měřených probandů se všemi jejich získanými a naměřenými údaji. Konkrétně se jedná o číslo probanda, jeho věk, pohlaví, dominantní končetinu, výšku, hmotnost, index BMI, sílu stisku pravé a levé ruky a druh svalu (extensor nebo flexor). Dále se na tomto listu nachází kompletní výpis všech hodnot zjištěných v průběhu měřených experimentů dle uvedeného popisu experimentu v kapitole 5.1.3.

Proband	Věk [roky]	Pohlaví	Dominantní končetina	Výška [cm]	Hmotnost [kg]	BMI	Síla stisku pravé ruky [kg]	Síla stisku levé ruky [kg]	Sval	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 0 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 2 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 4 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 6 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 8 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 8 kg
1	26	M	P	185	79	23,1	57,3	50,2	E	3,2	28,8	15,0	13,2	17,0	18,0
1	26	M	P	185	79	23,1	57,3	50,2	F	0,0	2,9	5,7	12,0	39,3	43,1
2	24	M	P	181	78	23,8	59,9	48,3	E	3,0	17,8	17,5	18,6	29,9	20,1
2	24	M	P	181	78	23,8	59,9	48,3	F	1,6	2,5	5,0	3,7	5,1	3,7
3	27	M	P	178	90	28,4	58,8	59,4	E	1,1	8,3	11,6	15,7	27,4	27,3
3	27	M	P	178	90	28,4	58,8	59,4	F	2,7	5,7	10,6	11,7	22,9	25,8
4	22	Ž	P	170	65	22,5	28	24,6	E	1,3	19,5	15,7	20,9		
4	22	Ž	P	170	65	22,5	28	24,6	F	6,2	40,8	30,7	77,8		
5	25	Ž	P	167	58	20,8	31,2	25,6	E	2,9	32,7	13,8	24,7		
5	25	Ž	P	167	58	20,8	31,2	25,6	F	0,6	6,2	17,9	24,6		

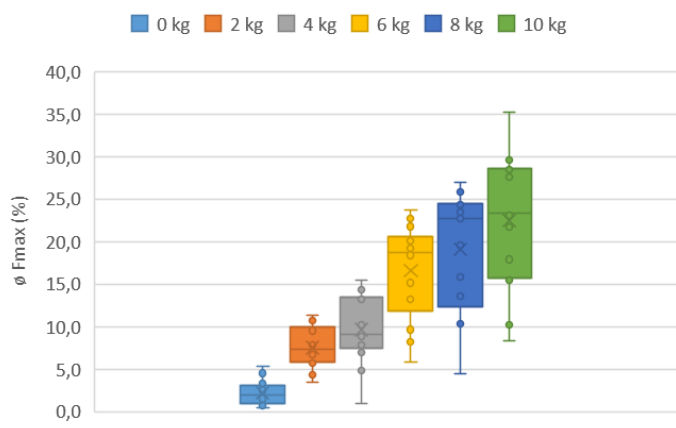
Obrázek 5-17 – Model – list Data

Druhý list „Vzorek“ se odkazuje na data v dalších listech a shrnuje počet měřených probandů v konkrétních věkových skupinách. Dále je uvedena průměrná výška probanda v dané věkové skupině s jeho směrodatnou odchylkou. Následně je uvedena průměrná hmotnost probanda s jeho směrodatnou odchylkou. Na závěr se zde ještě nachází informace o průměrné hodnotě indexu BMI.

Obsahem následujících 4 listů („Skupina loket 15-24, Skupina loket 25-39, Skupina loket 40-54, Skupina loket 55-64) jsou vyhodnocené závislosti průměrných F_{max} na hmotnosti břemene pro stanovené úhly v lokti (-30°, -60°, +30° a +60°). Každý z těchto 4 listů se zabývá již konkrétní věkovou skupinou s tím, že data jsou rozdělena na muže a ženy a následně ještě na konkrétní řešený sval, tzn. na extensory a flexory. Pro konkrétní genderovou skupinu a sval jsou přiřazena prvotní vyhodnocení. Konkrétně se jedná o detailnější rozbor hodnot, pro který byl vybrán speciální graf „boxplot“, který slouží, mimo jiné pro odhalení tzn. odlehlých hodnot, které mohou být způsobeny různými již zmiňovanými příčinami. Obrázek 5-18 zobrazuje fázi po promazání těchto odlehlých hodnot, takže sloupce na první pohled vypadají neúplně.

0 kg	2 kg	4 kg	6 kg	8 kg	10 kg
Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 0 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 2 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 4 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 6 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 8 kg	Loket pravé ruky do úhlu -30° s váhou 10 kg
0,4	5,8	15,5	20,6	25,8	35,2
1,5	7,8	9,2	10,4	10,3	15,7
8,8	16,6	20,7	21,1	34,8	36,3
3,3	9,5	13,6	19,2	24,3	28,6
1,0	6,7	8,6	13,5	19,5	23,3
1,6	6,8	10,2	9,6	11,0	8,4
4,5	7,9	1,0	13,2	20,1	28,3
2,8	5,9	8,3	23,7	27,0	29,2
2,5	10,1	14,3	20,5	24,6	29,6
1,9	4,3	7,8	20,7	4,5	21,7
3,6	10,2	14,6	20,1	23,5	27,6
0,7	3,4	4,8	5,8	13,6	15,5
0,7		13,2	15,1	15,8	15,7
5,3	7,8	13,4	18,4	22,7	28,5
2,1	10,7	4,9	8,2	10,5	10,2
2,7	6,0	9,0	18,8	25,8	17,9
1,5	5,7	7,0	21,8	22,8	23,7
0,8	11,3	8,9	22,7	22,8	23,1
2,5	8,0	10,3	16,8	20,0	23,2

Muži 15-24 - loket pravé ruky -> -30° flexor - váha 0-10 kg



Obrázek 5-18 – Model – list Skupina loket 15-24

Další fází vyhodnocení je porovnání flexorů s extensory. Výsledné zhodnocení průběhu závislosti průměrných Fmax s hmotností břemene v dané věkové skupině pro konkrétní pracovní polohu/pracovní úkon je vyobrazeno formou regresní analýzy. V podobném duchu jsou v modelu uvedeny všechny zbylé úhly v lokti pro muže i ženy.

Následující 4 listy („Skupina zápěstí 15-24, Skupina zápěstí 25-39, Skupina zápěstí 40-54, Skupina zápěstí 55-64) vyhodnocují závislosti průměrných Fmax na hmotnosti břemene pro stanovené pohyby zápěstí (extenze, flexe, ulnární a radiální dukce). Každý z těchto 4 listů se zabývá již konkrétní věkovou skupinou s tím, že data jsou rozdělena na muže a ženy a následně ještě na konkrétní řešený sval tzn. na extensory a flexory. Pro konkrétní genderovou skupinu a sval jsou přiřazena prvotní vyhodnocení. Konkrétně se jedná o detailnější rozbor hodnot, pro který byl vybrán speciální graf „boxplot“. Obsahem těchto listů je opět již fáze po promazání těchto odlehých hodnot, takže většina sloupců na první pohled vypadá neúplně.

Výsledné zhodnocení průběhu závislosti průměrných Fmax s hmotností břemene v dané věkové skupině pro konkrétní pracovní polohu/pracovní úkon je vyobrazeno formou regresní analýzy.

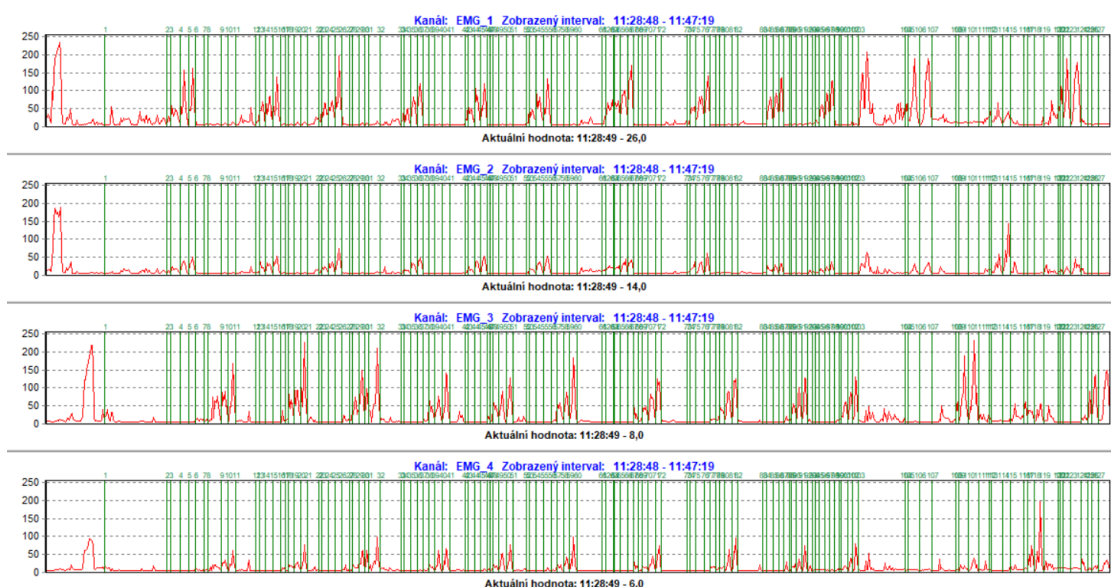
Další částí uživatelského prostředí modelu jsou listy „H1 a H2, H3 grafy a H3 tabulky“. Zde se již jedná o kompletní vyhodnocení všech věkových skupin na základě ověřovaných hypotéz uvedených v kapitole 5.3.

5.2.2 Časová náročnost zpracování dat

V rámci experimentu jako takového bylo provedeno 24 pohybů každou horní končetinou pro výzkum vlivu polohy lokte, dále bylo provedeno 12 pohybů každou horní končetinou pro výzkum vlivu polohy zápěstí.

Proband nejprve provedl úkon ze sekce pravou horní končetinou (pohyb se všemi závažími postupně), mezi úkony měl několik vteřin pauzu pro uvolnění svalů rukou a předloktí. Následně provedl úkon druhou horní končetinou. Čistý čas provedení experimentu u mužské populace zabral cca 40 min, vzhledem ke snížení počtu závaží byl experiment na ženách časově méně náročný – cca 25 min. K tomuto času bylo nutno připočítat 15 min na nalepení elektrod a nastavení EMG Holteru. Dále proběhlo následné přetažení dat do PC a odlepení elektrod z probanda – cca 15 min. Čistý čas práce s jedním probandem byl průměrně 70 min na muže, 55 min na ženy.

Následně proběhlo vyhodnocení výsledků. Nejprve bylo třeba rozčlenit časové úseky daných pohybů. Pohyby byly v rámci měření označeny „markerem“ (zelená linka v křivkách).



Obrázek 5-21 – Vyhodnocované křivky experimentu

Časové úseky byly následně přepsány do „pracovního snímku“ v softwaru EMG Analyzer, který následně vyhodnotil dané úseky z hlediska průměrného % Fmax. Vzhledem k tomu, že software není uživatelsky příliš přívětivý, bylo vyhodnocení experimentů velmi časově náročné, přepisování časových snímků zabralo u experimentů probandů mužského pohlaví cca 50 min, následné vyhodnocení a přepis hodnot do tabulky v softwaru Microsoft Excel cca 70 min – celkem 120 min, u probandů ženského pohlaví bylo vyhodnocení časově méně náročné, přepis pracovních snímků zabral průměrně 35 min, následný přepis do tabulky v softwaru Microsoft Excel cca 45 min – celkem 80 min. Na časové náročnosti se odvíjí také fakt, že v rámci experimentů jsou zkoumány obě horní končetiny a oba měřené svaly předloktí – extensor i flexor.

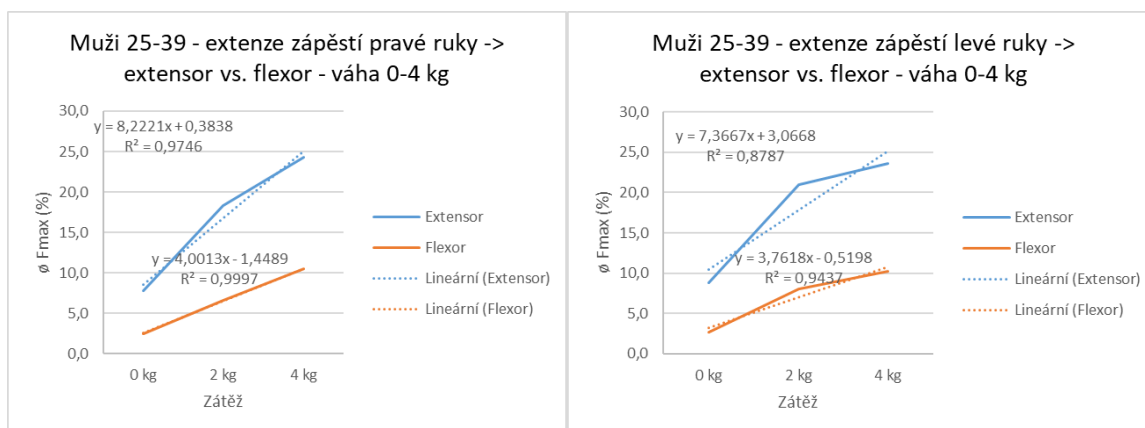
Čistá práce s probandem + vyhodnocení průměrných % Fmax v softwaru EMG Analyzer a následný přepis do tabulky v Excel zabral celkem u mužů 190 min/osoba, u žen 135 min/osoba. Celkem 12 350 min (206 hod) na mužské probandy, 8 775 min (146 hod) na ženy.

Tabulky a výpočty v softwaru Microsoft Excel (příloha k disertační práci – Model vyhodnocení experimentů) byly následně vytvořeny s důrazem na uživatelskou přívětivost pro porovnání daných parametrů a ověřování stanovených hypotéz. Do budoucna se počítá s jejím dalším rozšiřováním v rámci doporučení pro další výzkum v dané problematice (viz kapitola 6.3). Díky širokému vzorku respondentů, metodě měření a tím získanému velkému množství dat bylo zpracování dat velmi náročné, bylo však nezbytné k potvrzení či vyvrácení předem stanovených hypotéz.

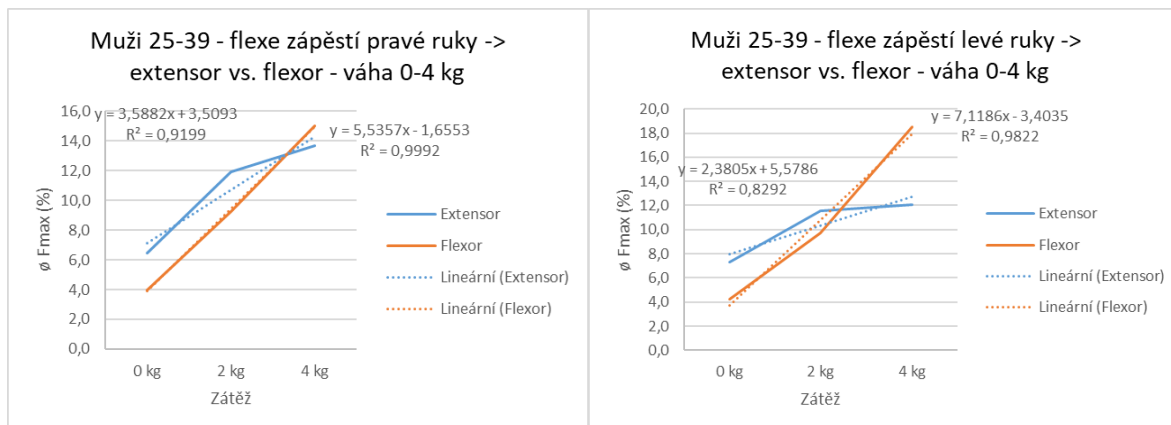
5.2.3 Závislost mezi úhlem v zápěstí a lokální svalovou zátěží svalů předloktí

V této kapitole jsou uvedeny výsledky experimentů, na kterých se následně ověřuje hypotéza H1, která konstatuje, že lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci se zápěstím v poloze radiální nebo ulnární dukce je náročnější než při práci se zápěstím ve flexi nebo extenzi. Hypotéza je zde podložena daty naměřenými na ženách i mužích z věkové skupiny 25 až 39 let, jedná se o data naměřená při extenzi, flexi a ulnární i radiální dukci zápěstí. I v dalších věkových kategoriích byly vyzorovány obdobné závislosti. Kompletní vyhodnocení všech věkových skupin formou regresních analýz je obsahem přílohy B – výsledky měření poloh zápěstí.

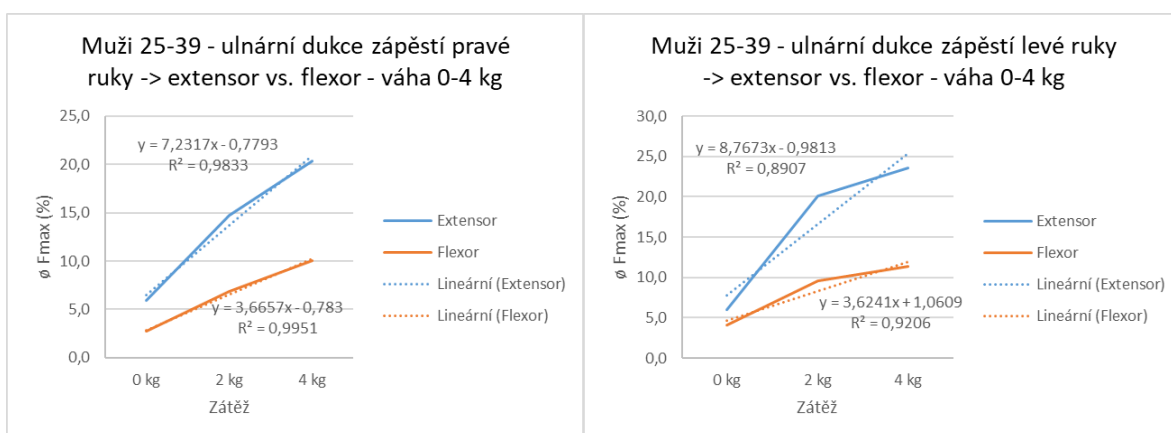
Na následujících obrázcích se nachází regresní analýzy zobrazující průběh závislosti průměrných F_{max} na hmotnosti zvedaného závaží (0 kg, 2 kg a 4 kg) za měřený dvouvtěrinový úsek pohybu u mužů ve vybrané věkové skupině, v každém grafu jsou srovnány závislosti pro extensor a flexor předloktí. Obrázek 5-22 zobrazuje průběh závislosti při extenzi zápěstí. Obrázek 5-23 je pak zaměřen na flexi zápěstí. Obrázek 5-24 zobrazuje průběh závislosti při ulnární dukci. Obrázek 5-25 zobrazuje průběh průměrných F_{max} při radiální dukci. Na každém z obrázků se nachází dva grafy, přičemž jeden z nich zobrazuje průběh závislosti pro pravou ruku a druhý pro levou.



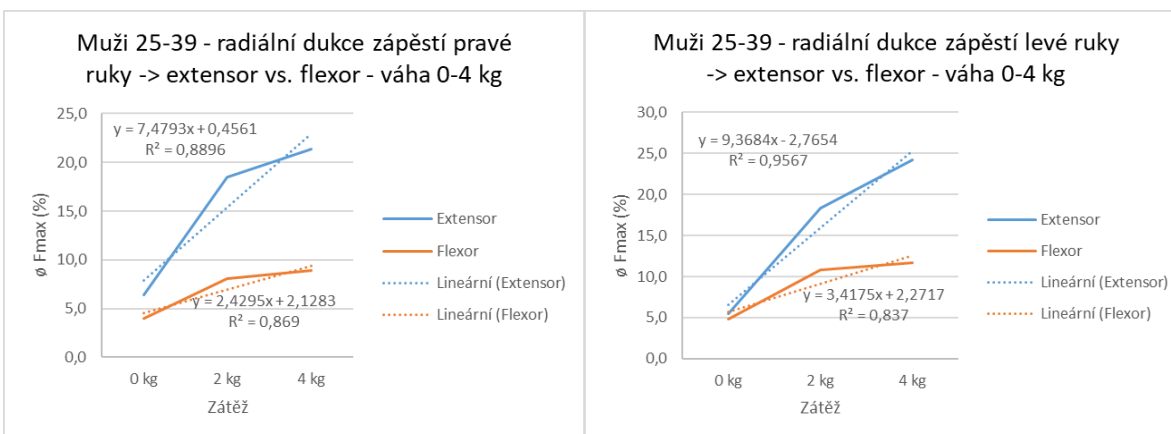
Obrázek 5-22 – Regresní analýza pro extenzi zápěstí – muži



Obrázek 5-23 – Regresní analýza pro flexi zápěstí – muži

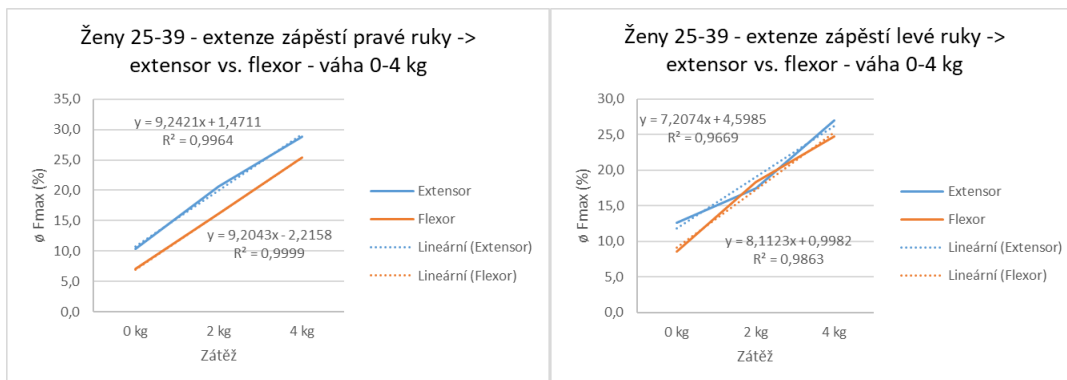


Obrázek 5-24 – Regresní analýza pro ulnární dukci zápěstí – muži

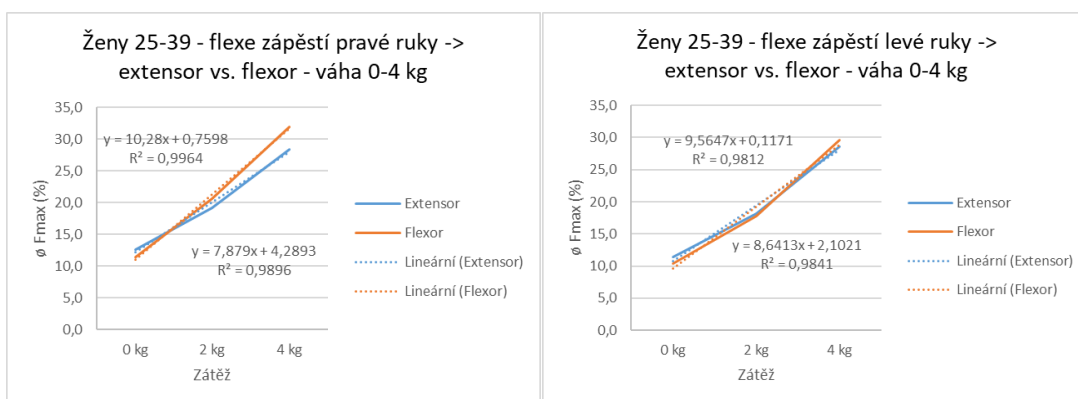


Obrázek 5-25 – Regresní analýza pro radiální dukci zápěstí – muži

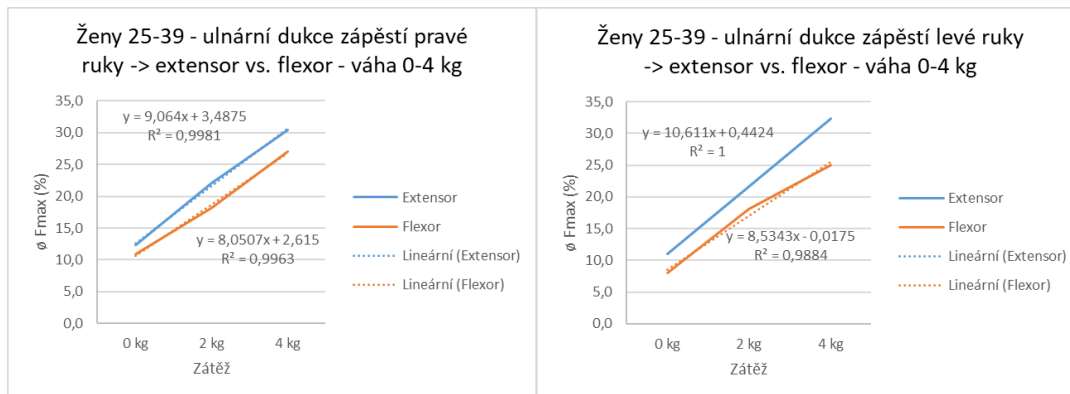
Obdobné informace obsahují i regresní analýzy na následujících čtyřech obrázcích pouze s tím rozdílem, že se tentokrát týkají žen ve věkové skupině 25 až 39 let. Obrázek 5-26 zobrazuje průběhy závislosti při extenzi zápěstí. Obrázek 5-27 je pak zaměřen na flexi zápěstí. Obrázek 5-28 zobrazuje průběh závislosti při ulnární dukci. Obrázek 5-29 zobrazuje průběh průměrných Fmax při radiální dukci.



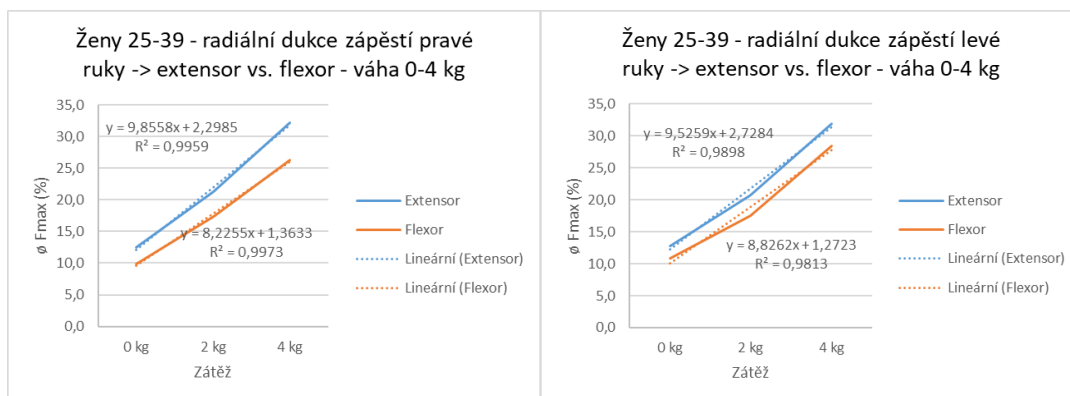
Obrázek 5-26 – Regresní analýza pro extenzi zápěstí – ženy



Obrázek 5-27 – Regresní analýza pro flexi zápěstí – ženy



Obrázek 5-28 – Regresní analýza pro ulnární dukci zápěstí – ženy

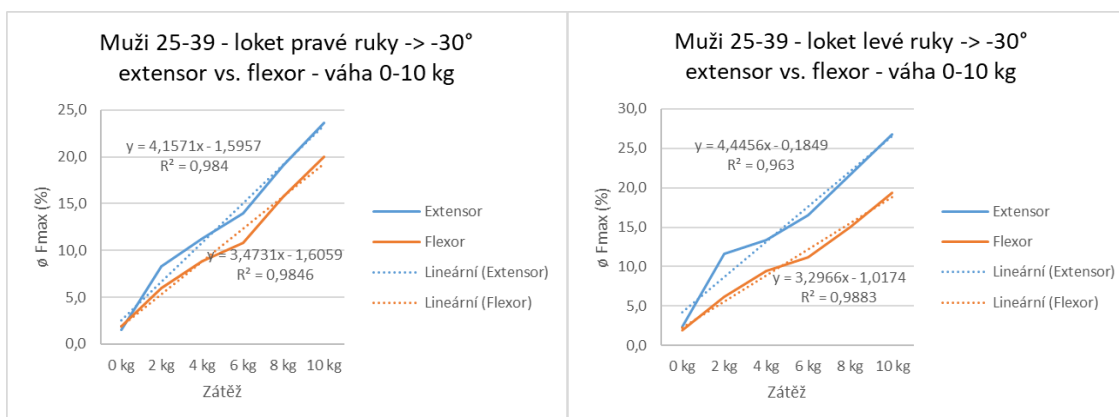


Obrázek 5-29 – Regresní analýza pro radiální dukci zápěstí – ženy

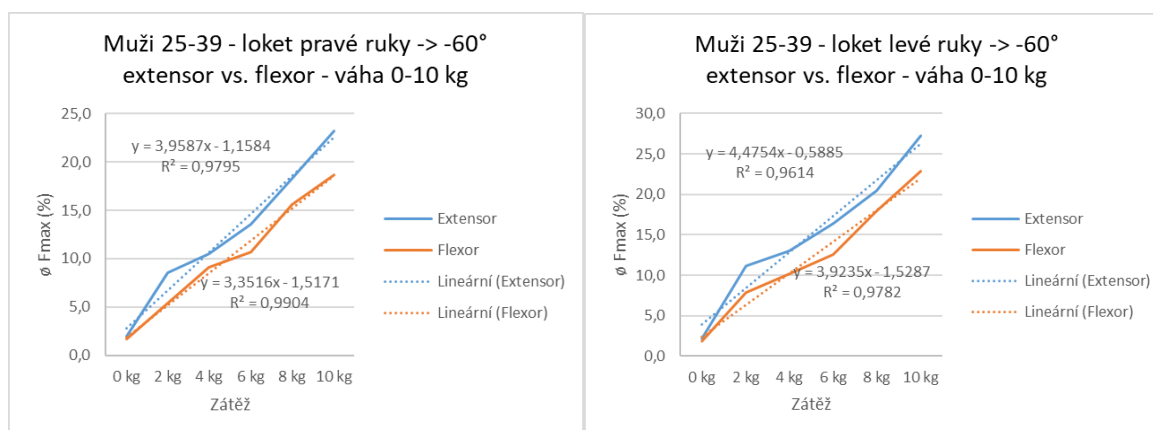
5.2.4 Závislost mezi úhlem v lokti a lokální svalovou zátěží svalů předloktí

Obdobně jako předchozí kapitola se i tato zaměřuje na vyhodnocení experimentů nutných pro ověření jedné z hypotéz, a to na hypotézu H2, která předpokládá, že lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci vyžadující flexi v lokti je více náročná než práce vyžadující extenzi v lokti. Hypotéza zde bude podložena daty naměřenými na ženách i mužích z věkové skupiny 25 až 39 let, jedná se o hodnoty naměřené ve čtyřech polohách lokte dle metodického postupu měření. I v dalších věkových kategoriích byly vypořovány obdobné závislosti. Kompletní vyhodnocení všech věkových skupin formou regresních analýz je obsahem přílohy A – výsledky měření poloh lokte.

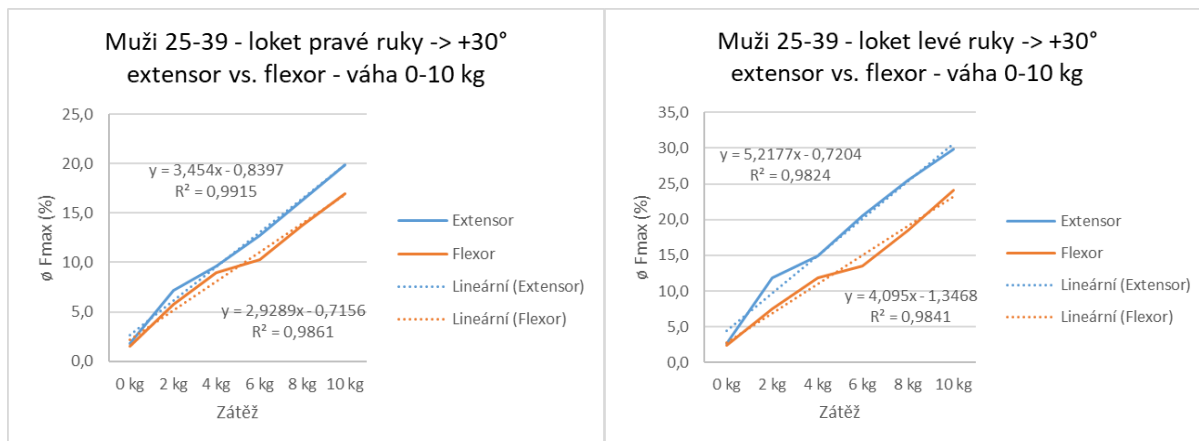
Na následujících obrázcích jsou zobrazeny regresní analýzy ukazující průběh závislosti průměrné Fmax na hmotnosti zvedaného závaží (0 kg, 2 kg, 4 kg, 6 kg, 8 kg a 10 kg). Každý obrázek obsahuje dva grafy – jeden pro pravou a druhý pro levou ruku v dané poloze lokte. V každém grafu jsou pak dvě křivky, první pro extensor předloktí a druhá pro flexor předloktí. První čtyři obrázky jsou zaměřeny na hodnoty naměřené na mužích. Obrázek 5-30 zobrazuje průběh závislosti při změně polohy loktu z 0° do -30°. Obrázek 5-31 zobrazuje průběh závislosti při změně polohy loktu z 0° do -60°. V těchto dvou případech se jedná o práci vyžadující extenzi v lokti. Obrázek 5-32 se naopak zabývá průběhem závislosti při změně polohy loktu z 0° do +30°. Obrázek 5-33 zobrazuje průběh závislosti při změně polohy loktu z 0° do +60°, tzn., že jde o práci vyžadující flexi v lokti. Další čtyři obrázky zobrazují ve stejném pořadí změny polohy do identických úhlů, jedná se ale o hodnoty naměřené na ženách (Obrázek 5-34, Obrázek 5-35, Obrázek 5-36 a Obrázek 5-37).



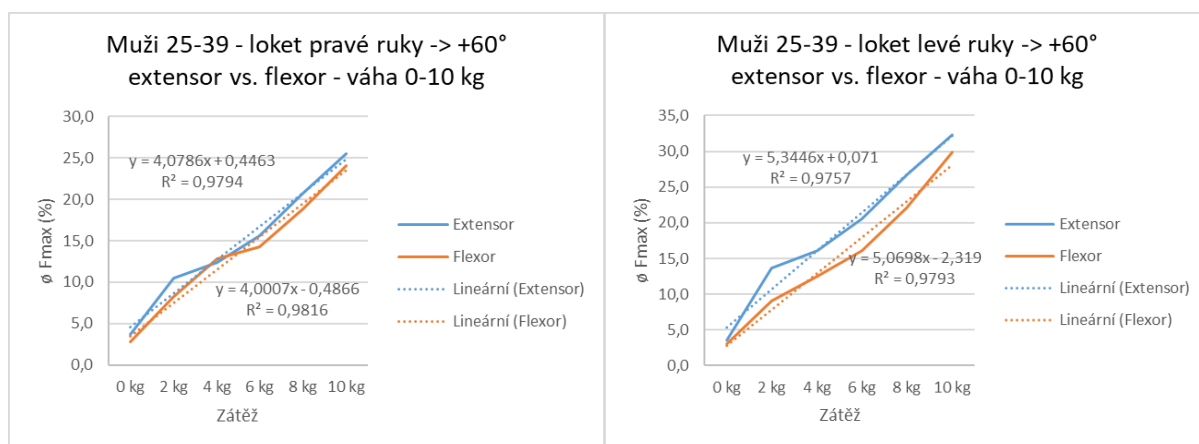
Obrázek 5-30 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až -30° – muži



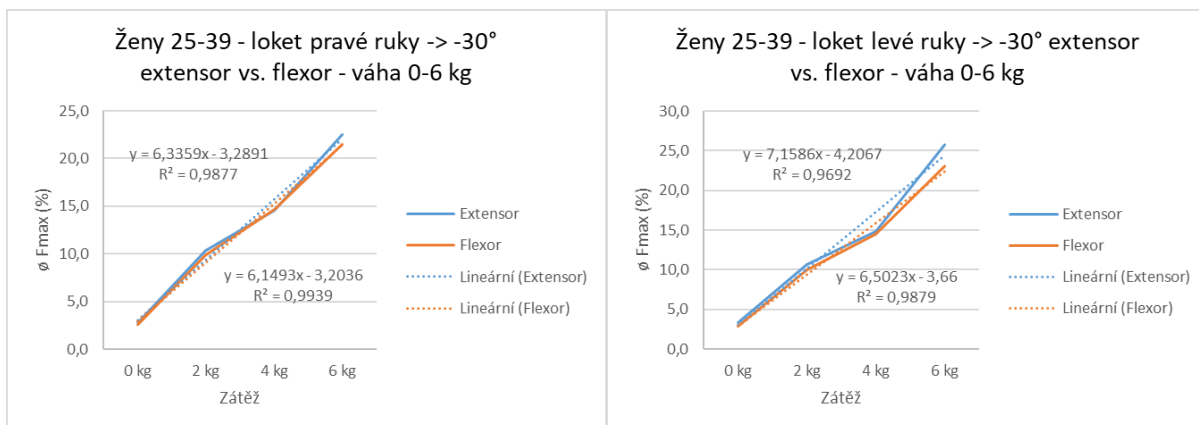
Obrázek 5-31 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až -60° – muži



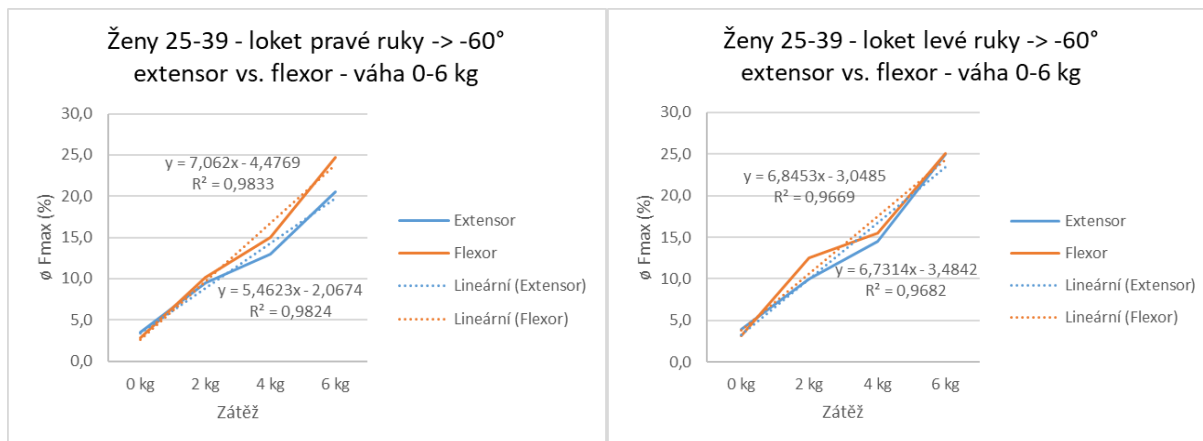
Obrázek 5-32 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až + 30° – muži



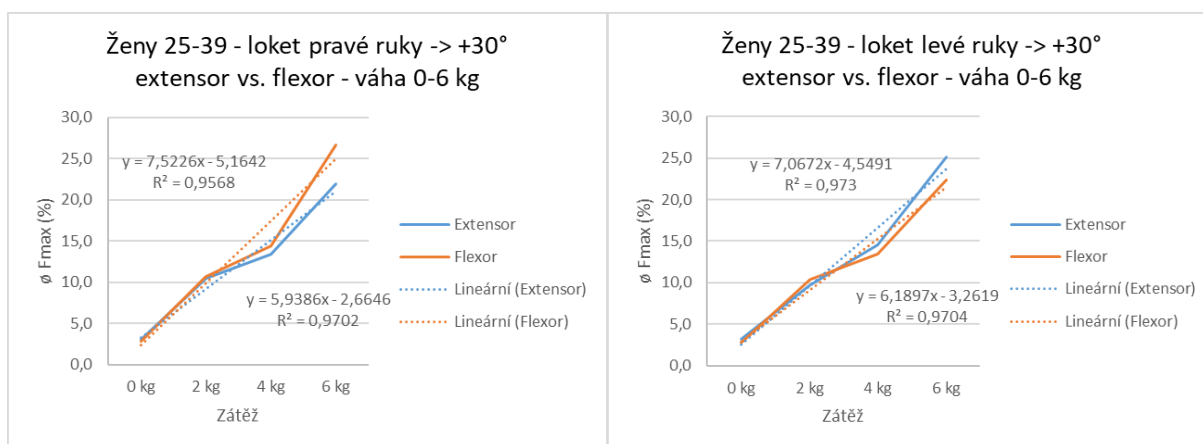
Obrázek 5-33 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až + 60° – muži



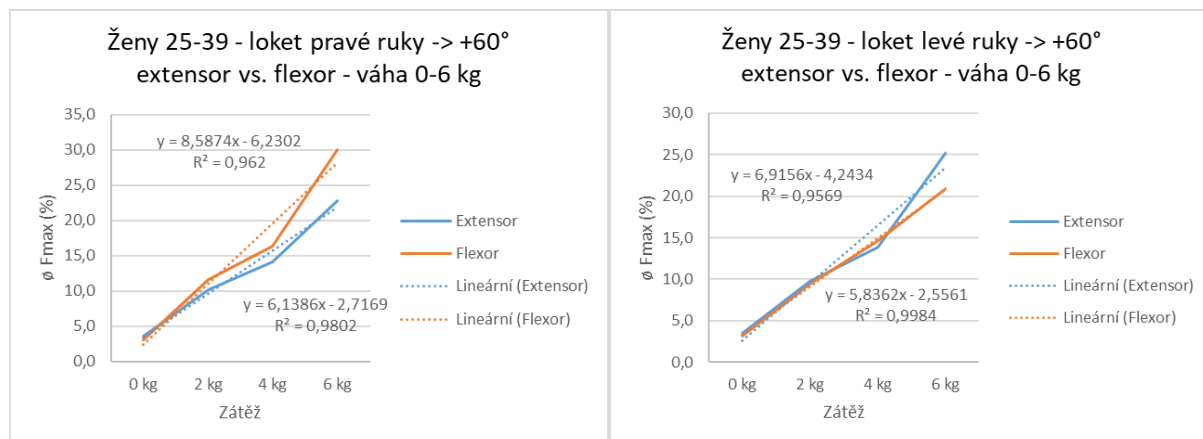
Obrázek 5-34 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až - 30° – ženy



Obrázek 5-35 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až -60° – ženy



Obrázek 5-36 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až +30° – ženy



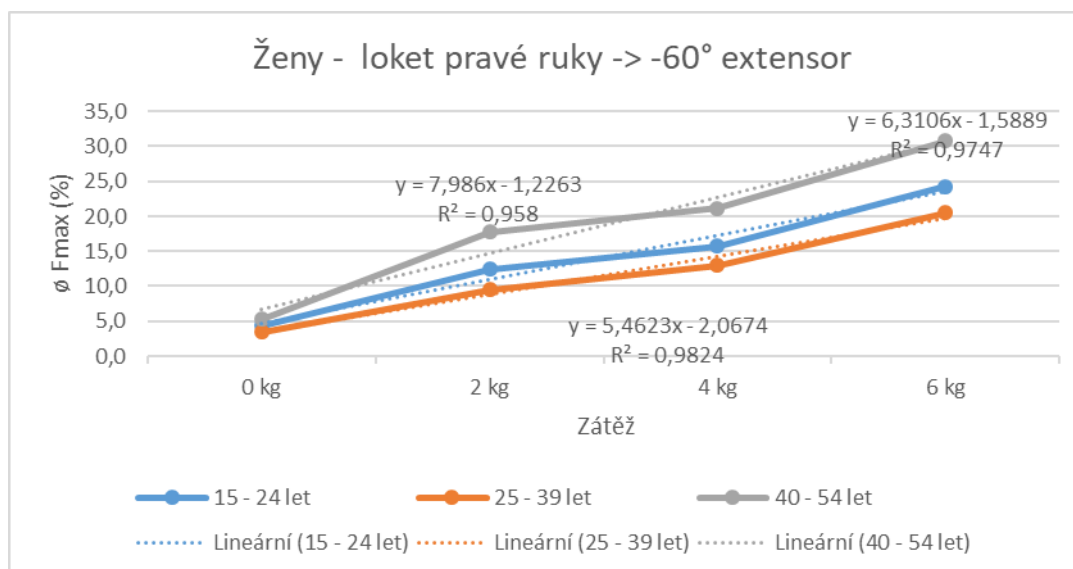
Obrázek 5-37 – Regresní analýza pro polohu lokte 0 až +60° – ženy

5.2.5 Závislost věku a lokální svalové zátěže svalů předloktí

Tato kapitola se zabývá vyhodnocením experimentů, které byly následně použity k ověření hypotézy H3. Třetí hypotéza udává, že při stejných podmínkách měření s přibývajícím věkem stoupají hodnoty lokální svalové zátěže svalů předloktí. Dle metodického postupu měření bylo provedeno celkem 64 experimentů, u kterých lze porovnat hodnoty lokální svalové zátěže dle věkových skupin. Srovnávány byly pouze první tři věkové skupiny (15 – 24 let, 25 – 39 let a 40 – 54 let), čtvrtá věková skupina (55 – 64 let) nebyla do porovnání zahrnuta vzhledem k nízkému počtu probandů.

Hlavním důvodem, proč se nepodařilo zajistit obdobný počet probandů i v nejstarší věkové skupině, bylo již prodělané onemocnění horních končetin. Jednou z podmínek při výběru měřených probandů byla jejich převažující pracovní zkušenost s průmyslovou výrobou, která má velký vliv na onemocnění malých svalů horních končetin. Z tohoto důvodu musela být většina probandů vyřazena, aby nebyly ovlivněny hodnoty získané měřením lidí, kteří nemají předloketní svaly v úplném pořádku.

K porovnání hodnot lokální svalové zátěže svalů předloktí byly využity průměrné hodnoty naměřené u každého z 64 experimentů. Tyto hodnoty byly následně zobrazeny pomocí spojnicových grafů, ve kterých se na vodorovné ose nachází hmotnost závaží, na svislé ose průměrné hodnoty F_{max} a každá z věkových skupin je znázorněna jinou barvou (Obrázek 5-38).



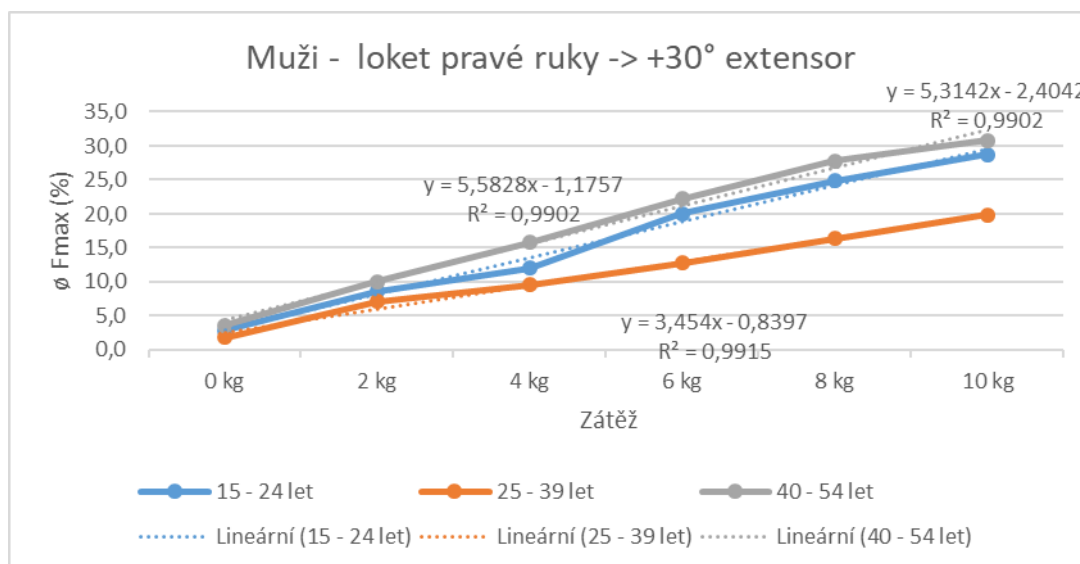
Obrázek 5-38 – Ukázka spojnicového grafu

V těchto grafech je průměrná hodnota F_{max} zobrazena pro všechny různé hmotnosti závaží. Tyto hodnoty byly posléze zprůměrovány a výsledkem je průměrná hodnota F_{max} pro určitou věkovou skupinu při jednotlivých pohybech. Z těchto hodnot byly vytvořeny tabulky, ve kterých je zeleně zvýrazněna nejnižší hodnota ve sloupci – tj. věková skupina, pro kterou je svalová zátěž při daném pohybu nejmenší. Oranžově jsou naopak zvýrazněny nejvyšší hodnoty ve sloupci (Tabulka 5-4). Z celkových 64 experimentů je průměrná hodnota F_{max} ve 44 případech nejnižší u druhé věkové skupiny (25 - 39 let), v 19 případech pak u první věkové skupiny (15 – 24 let) a pouze v jednom případě u třetí věkové skupiny (40 – 54 let). Naopak nejvyšší hodnoty jsou v 51 případech u třetí věkové skupiny (40 – 54 let), v 7 případech u druhé věkové skupiny (25 – 39 let) a v 6 případech u první věkové skupiny (15 – 24 let).

Ženy - extensory								
Věková skupina	Loket do úhlu -30° ø Fmax (%)		Loket do úhlu -60° ø Fmax (%)		Loket do úhlu +30° ø Fmax (%)		Loket do úhlu +60° ø Fmax (%)	
	PR	LR	PR	LR	PR	LR	PR	LR
15 - 24 let	12,3	12,3	14,2	14,2	14,3	15,4	13,9	15,1
25 - 39 let	12,6	13,7	11,6	13,3	12,2	13,1	12,6	13,0
40 - 54 let	17,3	16,4	18,7	17,7	17,2	18,9	18,8	18,1

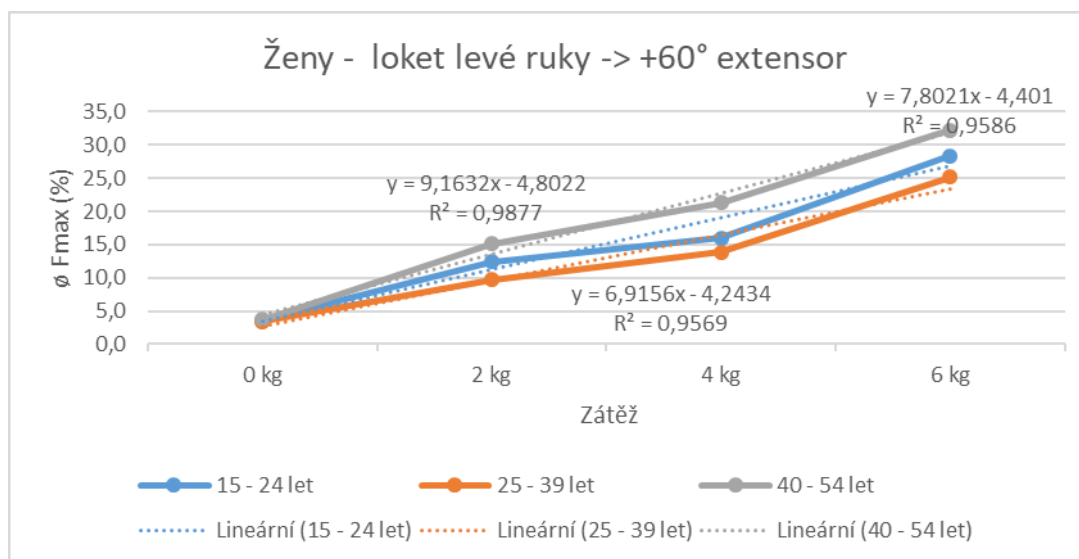
Tabulka 5-4 – Ukázka tabulky s průměrnými Fmax

V případě pohybu lokte u mužů lze jako příklad uvést graf zobrazující průměrnou hodnotu Fmax pro extensor při pohybu lokte pravé ruky do +30°. Obrázek 5-39 zobrazuje závislost průměrné hodnoty Fmax na hmotnosti závaží. Z grafu je patrné, že svalová zátěž je pro všechny hmotnosti závaží nejnižší u druhé věkové skupiny (25 – 39 let). Vyšší hodnoty svalové zátěže pak jsou u první věkové skupiny a nejvyšší u třetí věkové skupiny. Průměrná hodnota Fmax pro všechny hmotnosti závaží je u první věkové skupiny 16,2, u druhé věkové skupiny 11,2 a u třetí věkové skupiny 18,4.



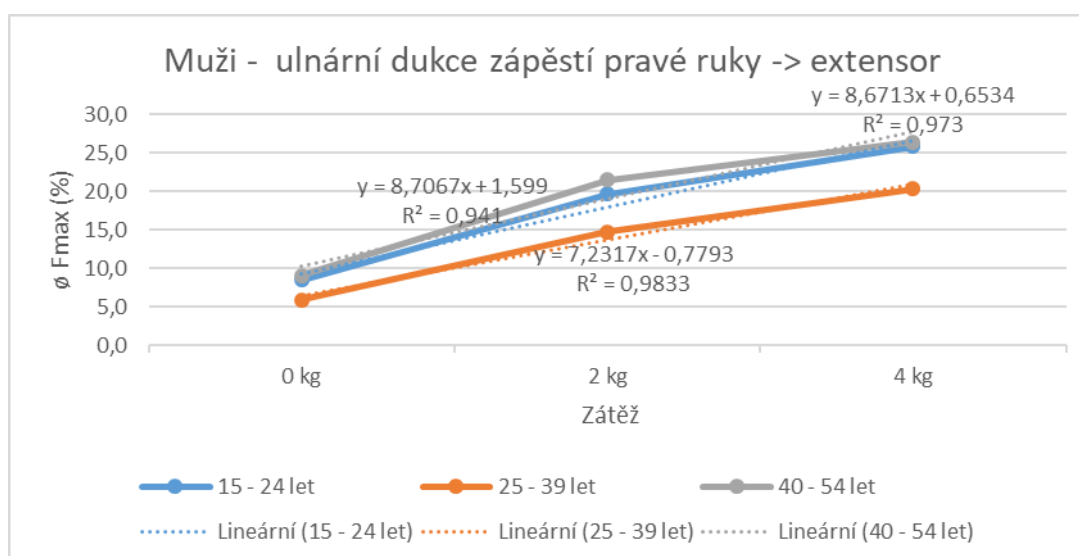
Obrázek 5-39 – Muži – loket pravé ruky +30° (flexor)

Obrázek 5-40 pak zobrazuje stejnou závislost ale pro pohyb lokte levé ruky do +60° u žen, zkoumaným svalem je v tomto případě extensor. Obdobně jako v minulém příkladu i zde vychází zátěž nejnižší pro druhou věkovou skupinu. Mírně zvýšená je zátěž u první věkové skupiny a nejvyšší opět u třetí věkové skupiny. Tomu odpovídají i průměrné hodnoty Fmax – pro druhou věkovou skupinu se jedná o hodnotu 13,0, pro první o 15,1 a pro třetí o 18,1.



Obrázek 5-40 – Ženy – loket levé ruky +60° (extensor)

Obrázek 5-41 zobrazuje poslední příklad grafu již zmiňované závislosti. V tomto případě se jedná o hodnoty naměřené na mužích při ulnární dukci zápěstí pravé ruky, zkoumaným svalem je opět extensor. Stejně jako v předchozích dvou případech je nejnižší zátěž u druhé věkové skupiny. Pro první a třetí věkovou skupiny je pak zátěž téměř totožná, ale přece jen je mírně zvýšená u třetí věkové skupiny. Průměrné hodnoty Fmax jsou následující – u druhé věkové skupiny 13,7, u první 18,0 a u třetí 19,0.



Obrázek 5-41 – Muži – ulnární dukce zápěstí pravé ruky (extensor)

5.2.6 Zajímavé výsledky měření

Zajímavým výsledkem zjištěným díky tomuto výzkumu je závislost lokální svalové zátěže na věku probandů. Stoupající hodnoty lokální svalové zátěže s přibývajícím věkem neplatí pro druhou zkoumanou věkovou skupinu (25-39 let), která naopak vykazovala nejnižší hodnoty ze všech věkových skupin. Po hlubším poznání problematiky lokální svalové zátěže je důvod poměrně jasný. Lidé v této věkové skupině jsou na určitém svalovém maximu a konkrétně svaly předloktí jsou u pracovníků průmyslové výroby v nejlepší kondici díky podstatné letité zapracovanosti. Svalová únava byla potvrzena až ve třetí věkové skupině,

kde hodnoty lokální svalové zátěže ve většině zkoumaných experimentů skokově narostly. Tento výsledek je v souladu s předcházejícími výzkumy autorů zabývající se změnami organismu s ohledem na stáří pracovníků. Z těchto výzkumů vyplývá, že degenerativní změny organismu se ve větší míře začínají projevovat po 45 roce života. Hluběji se tomuto výsledku věnuje kapitola 5.3.3.

Dalším překvapivým výsledkem je vysoký nárůst průměrných F_{max} u žen při manipulaci s vyššími hmotnostmi zkoumaných břemen v oblasti loketního kloubu. Obecně, hmotnosti břemen už tak byly o 40 % nižší oproti mužům z fyziologického hlediska. Je samozřejmé, že ženy nemohou manipulovat se stejně těžkými břemeny jako muži a legislativa v ČR toto potvrzuje v nařízení vlády č. 361/2007 Sb., kde jsou pro ženy stanovené nižší hodnoty časté, občasné a kumulativní zátěže během pracovní směny. Tento výzkum potvrzuje, že ženy by opravdu neměly být přetěžovány a vyšší hodnoty průměrné F_{max} při manipulaci s vyššími hmotnostmi břemen jsou toho důkazem. Konkrétní výsledky jsou obsahem kapitoly 5.3.4.

5.2.7 Model závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí

Na základě rešerše odborné literatury a článků, týkajících se daného tématu disertační práce, byl stanoven soubor tezí. Jedna z hlavních tezí stanovuje, že existuje velmi málo odborných publikací zabývajících se vazbou lokální svalové zátěže a pracovní polohy. Ve vazbě na stárnoucí populaci je tento stav ještě markantnější.

V souvislosti s tím bylo nutné provést velké množství měření probandů z průmyslových podniků, za účelem získání dostatečného množství relevantních dat, která pak posloužila pro tvorbu modelu v softwaru Microsoft Excel, který je popsán v kapitole 5.2.1.

Níže je uveden matematický popis závislosti mezi pracovní polohou a výslednými hodnotami EMG (průměrná F_{max}) získanými měřeními lokální svalové zátěže ve vazbě na různé věkové skupiny a hmotnost břemena. Průměrná F_{max} v dané věkové skupině je funkcí hmotnosti břemene, což vyplývá ze statistického vyhodnocení, viz příloha A (výsledky měření poloh lokte) a příloha B (výsledky měření poloh zápěstí).

U všech zkoumaných skupin a poloh lze obecně zapsat závislost následujícím způsobem:

$$y = Ax + B$$

Dle regresních analýz můžeme za y dosadit hodnotu F_{max} a za x dosadit hmotnost m .

$$F_{max} = Am + B$$

U každé polohy zkoumaných částí paže i věku se konstanty A i B odlišují. Z toho vyplývá, že tato konstanta v sobě skrývá vliv níže uvedených faktorů. Na základě vyhodnocení experimentů a uvedených skutečností lze konstatovat, že lokální svalové zatížení je závislé na hmotnosti břemene, poloze zkoumaných částí paže, času, po který zatížení trvá a genderovém rozdělení.

$$F_{max} = f(m(s_{1,2}), p, t)$$

F_{max} ... pevná závislost, na základě množství změřených dat a vyhodnocení pomocí regresních analýz

$m(s)$... hmotnost břemene (kg) pro pohlaví s (-)

$s_1 = \text{muž}; m(s) = \{0, 2, 4, 6, 8, 10\}$

$$s_2 = \text{žena}; m(s) = \{0, 2, 4, 6\}$$

$$p \dots \text{změna polohy } (^{\circ}); p = \{\langle 0, -30 \rangle, \langle 0, -60 \rangle, \langle 0, +30 \rangle, \langle 0, +60 \rangle\}$$

$$t \dots \text{čas (s)}, t \in \langle 2, 3 \rangle$$

Pro dosažení hmotností břemen do rovnice je nutné využít proměnnou x . Pro hmotnosti břemen, která byla používána při měření, platí Tabulka 5-5. Pro jiné hmotnosti pak lze obecně použít vzorec $x = \frac{m}{2} + 1$ či opačně $m = 2x - 2$.

m [kg]	x
0	1
2	2
4	3
6	4
8	5
10	6

Tabulka 5-5 – Převod hmotnosti na x

Na základě dosažení do rovnic pro určitou polohu a věkovou skupinu pak lze předpovědět, jaká je maximální možná hmotnost břemena, při které ještě nedochází k přesažení kritické hranice průměrné F_{max} , tak je v průmyslové praxi označováno 20 % průměrné F_{max} . Tato hranice není pevná, na základě druhu pracovní činnosti a počtu pohybů horních končetin je buď vyšší anebo nižší, ale pro vysvětlení následujících skutečností je využita právě tato hodnota.

Tabulka 5-6 a Tabulka 5-7 zobrazují maximální přípustné hmotnosti břemene na příkladu extenze lokte do -30° a do -60° , jedná se o hodnoty pro muže ve věkové skupině 15 až 24 let. Průměrná F_{max} v procentech je zastoupena proměnnou y . Rovnici pro popis závislosti mezi pracovní polohou a výslednými hodnotami EMG pak lze zapsat v již zmíněném obecném tvaru:

$$y = Ax + B$$

Pokud je za y dosazena hodnota 20 (představující kritickou hranici), je možné dopočítat hodnotu proměnné x na základě následující rovnice:

$$x = \frac{20 - B}{A}$$

Výslednou hodnotu x pak lze přepočítat na hmotnost břemene v kilogramech pomocí již zmiňované rovnice:

$$m = 2x - 2$$

Obecně by pak bylo možné vzorec pro výpočet hraniční hmotnosti břemene nepřesahující vybranou F_{max} v procentech uvést v následujícím tvaru:

$$m = 2 \times \left(\frac{y - B}{A} \right) - 2$$

Úhel	-30°			
Končetina	PR		LR	
Sval	extensor	flexor	extensor	flexor
Rovnice	$y = 4,4794x - 0,8184$	$y = 4,1696x - 1,1111$	$y = 3,8203x + 1,6169$	$y = 4,3686x - 1,869$
A	4,4794	4,1696	3,8203	4,3686
B	-0,8184	-1,1111	1,6169	-1,869
y	20	20	20	20
x	4,65	5,06	4,81	5,01
Max. přípustná hmotnost [kg]	7,30	8,13	7,62	8,01

Tabulka 5-6 – Maximální přípustné hmotnosti pohybu lokte do -30° (muži 15 – 24 let)

Úhel	-60°			
Končetina	PR		LR	
Sval	extensor	flexor	extensor	flexor
Rovnice	$y = 5,0962x - 1,2243$	$y = 4,582x - 1,5378$	$y = 5,4704x - 1,4116$	$y = 4,5841x - 2,1257$
A	5,0962	4,582	5,4704	4,5841
B	-1,2243	-1,5378	-1,4116	-2,1257
y	20	20	20	20
x	4,16	4,70	3,91	4,83
Max. přípustná hmotnost [kg]	6,33	7,40	5,83	7,65

Tabulka 5-7 – Maximální přípustné hmotnosti pohybu lokte do -60° (muži 15 – 24 let)

Tabulka 5-8 pro srovnání uvádí maximální přípustné hmotnosti břemene při extenzi zápěstí u žen ve věkové skupině 25 až 39 let. Je zřejmé, že maximální přípustné hmotnosti břemene jsou v tomto případě výrazně nižší.

Pohyb zápěstí	EXTENZE			
Končetina	PR		LR	
Sval	extensor	flexor	extensor	flexor
Rovnice	$y = 9,2421x + 1,4711$	$y = 9,2043x - 2,2158$	$y = 7,2074x + 4,5985$	$y = 8,1123x + 0,9982$
A	9,2421	9,2043	7,2074	8,1123
B	1,4711	-2,2158	4,5985	0,9982
y	20	20	20	20
x	2,00	2,41	2,14	2,34
Max. přípustná hmotnost [kg]	2,01	2,83	2,27	2,68

Tabulka 5-8 – Maximální přípustné hmotnosti při extenzi zápěstí (ženy 25 – 39 let)

Dále je pak také možné určit, které pohyby jsou pro vybranou hmotnost břemene přípustné a které již překračují kritickou hranici průměrné F_{max} . Tabulka 5-9 a Tabulka 5-10 ukazují příklad, kdy byla zvolena hmotnost břemene 8 kilogramů (tj. $x = 5$) a je posuzována vhodnost flexe v lokti do +30° a do +60° u mužů ve věkové skupině 25 až 39 let. Vypočtené hodnoty, které jsou vyšší než kritická hranice průměrné F_{max} , jsou zvýrazněny červeně. V příloze k disertační práci – Model vyhodnocení experimentů, je pak možné vybrat jakoukoliv hmotnost, pro kterou se následně automaticky dopočítají hodnoty průměrné F_{max} v procentech.

Úhel	+30°			
Končetina	PR		LR	
Sval	extensor	flexor	extensor	flexor
Rovnice	$y = 3,454x - 0,8397$	$y = 2,9289x - 0,7156$	$y = 5,2177x - 0,7204$	$y = 4,095x - 1,3468$
A	3,454	2,9289	5,2177	4,095
B	-0,8397	-0,7156	-0,7204	-1,3468
x	5	5	5	5
y (Ø Fmax [%])	16,43	13,93	25,37	19,13

Tabulka 5-9 – Hodnoty průměrné Fmax pohybu lokte do +30° (muži 25 – 39 let, 8 kg)

Úhel	+60°			
Končetina	PR		LR	
Sval	extensor	flexor	extensor	flexor
Rovnice	$y = 4,0786x + 0,4463$	$y = 4,0007x - 0,4866$	$y = 5,3446x + 0,071$	$y = 5,0698x - 2,319$
A	4,0786	4,0007	5,3446	5,0698
B	0,4463	-0,4866	0,071	-2,319
x	5	5	5	5
y (Ø Fmax [%])	20,84	19,52	26,79	23,03

Tabulka 5-10 – Hodnoty průměrné Fmax pohybu lokte do +60° (muži 25 – 39 let, 8 kg)

5.3 Ověření stanovených hypotéz navrhovaného modelu

Na základě výsledků experimentů a statistického vyhodnocení v předcházející kapitole byl stanoven obecný matematický model závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí. Obsahem této kapitoly je ověření všech čtyř stanovených hypotéz disertační práce.

5.3.1 Hypotéza H1

Aby bylo možné potvrdit hypotézu H1, zaměřenou na porovnání lokální svalové zátěže předloketních svalů při určených polohách zápěstí, z naměřených a následně vyhodnocených dat v kapitole 5.2.3 byly vytvořeny následující dvě tabulky.

Tabulka 5-11 porovnává lokální svalovou zátěž svalů předloktí při práci se zápěstím ve flexi nebo extenzi s prací se zápěstím v poloze radiální nebo ulnární dukce u mužů ve vybrané věkové skupině 25 až 39 let. Vyhodnocená data jsou prezentována právě na této věkové skupině z důvodu jejího současného nejvyššího procentuálního zastoupení v populaci. Nicméně i v dalších věkových skupinách byly vyzorovány obdobné závislosti a jsou obsahem samostatné přílohy k disertační práci – Model vyhodnocení experimentů. Tabulka 5-12 obsahuje stejné srovnání, ale pro ženy. Obě tabulky vychází z průměrných hodnot naměřených při extenzi, flexi, ulnární dukci a radiální dukci pravého i levého zápěstí. Hodnoty byly vždy zprůměrovány pro jednotlivé hmotnosti závaží (0 kg, 2 kg a 4 kg). V tabulkách jsou pak tyto průměrné hodnoty porovnávány dvojím způsobem. Prvním způsobem je jejich další zprůměrování, tj. například v případě extenze pravého zápěstí existují tři průměrné hodnoty pro extensor (pro 0 kg, 2 kg a 4 kg) – aritmetický průměr těchto tří hodnot je pak uveden v tabulce. Druhým způsobem je sčítání průměrných hodnot. Jak je v tabulkách vidět, po celkovém zprůměrování i po sečtení hodnot pro veškeré typy pohybů pro extensory a flexory dohromady, hodnoty u radiální a ulnární dukce jsou vždy o něco vyšší než hodnoty u flexe a extenze zápěstí. Z dílčích výsledků pak vyplývá, že extensor je více namáhán při radiální a ulnární dukci, ale flexor naopak při flexi a extenzi zápěstí.

Konkrétním výsledkem lokální svalové zátěže mužů pro flexi a extenzi zápěstí je po vypočtení průměrné F_{max} pro oba svaly (flexor i extensor) hodnota **11,2 %**. Při pohybech zápěstí ve směru radiální a ulnární dukce se jedná o hodnotu **11,6 %** průměrné F_{max} .

MUŽI	Flexe a extenze				Radiální a ulnární dukce			
	extenze PZ	extenze LZ	flexe PZ	flexe LZ	ulnární dukce PZ	ulnární dukce LZ	radiální dukce PZ	radiální dukce LZ
Průměr pro extensor	16,8	17,8	10,7	10,3	13,7	16,6	15,4	16,0
	13,9				15,4			
Součet pro extensor	50,5	53,4	32,1	31,0	41,1	49,7	46,2	47,9
	167,0				184,9			
Průměr pro flexor	6,6	7,0	9,4	10,8	6,5	8,3	7,0	9,1
	8,5				7,7			
Součet pro flexor	19,7	21,0	28,2	32,5	19,6	24,9	21,0	27,3
	101,4				92,9			
Průměr pro flexor a extensor	11,2				11,6			
Součet pro extensor i flexor	268,4				277,7			

Tabulka 5-11 – Porovnání flexe a extenze s radiální a ulnární dukcí u mužů 25 – 39 let

Konkrétním výsledkem lokální svalové zátěže žen pro flexi a extenzi zápěstí je po vypočtení průměrné F_{max} pro oba svaly (flexor i extensor) hodnota **19,0 %**. Při pohybech zápěstí ve směru radiální a ulnární dukce se jedná o hodnotu **19,9 %** průměrné F_{max} .

ŽENY	Flexe a extenze				Radiální a ulnární dukce			
	extenze PZ	extenze LZ	flexe PZ	flexe LZ	ulnární dukce PZ	ulnární dukce LZ	radiální dukce PZ	radiální dukce LZ
Průměr pro extensor	20,0	19,0	20,0	19,4	21,6	21,7	22,0	21,8
	19,6				21,8			
Součet pro extensor	59,9	57,0	60,1	58,2	64,8	65,0	66,0	65,3
	235,2				261,2			
Průměr flexor	16,2	17,2	21,3	19,2	18,7	17,1	17,8	18,9
	18,5				18,1			
Součet flexor	48,6	51,7	64,0	57,7	56,1	51,2	53,4	56,8
	221,9				217,5			
Průměr pro flexor a extensor	19,0				19,9			
Součet pro extensor i flexor	457,2				478,7			

Tabulka 5-12 – Porovnání flexe a extenze s radiální a ulnární dukcí u žen 25 – 39 let

H1: Lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci se zápěstím v poloze radiální nebo ulnární dukce je náročnější než při práci se zápěstím ve flexi nebo extenzi.

Na základě naměřených údajů, provedených výpočtů a ověření matematických závislostí je možné konstatovat, že hypotéza H1 byla **POTVRZENA**.

5.3.2 Hypotéza H2

Hypotéza H2 porovnává, zdali lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci vyžadující flexi v lokti je více náročná než práce vyžadující extenzi v lokti. Z grafů v kapitole 5.2.4 je patrné, který ze svalů (extensor či flexor) je více namáhán při jednotlivých změnách polohy. Aby bylo možné potvrdit nebo vyvrátit hypotézu H2, došlo na vytvoření dvou tabulek, jedna pro hodnoty naměřené na mužích (Tabulka 5-13), druhá pro hodnoty naměřené na ženách (Tabulka 5-14). Vyhodnocená data jsou opět prezentována na věkové skupině 25 až 39 let z důvodu jejího současného nejvyššího procentuálního zastoupení v populaci. Nicméně i v dalších věkových skupinách byly vyzkoušeny obdobné závislosti a jsou obsahem samostatné přílohy k disertační práci – Model vyhodnocení experimentů. Obdobně jako v předchozí kapitole, je v tabulkách náročnost prací porovnávána pomocí průměru i součtu hodnot. Z tabulek stejně jako z hypotézy vyplývá, že jsou pracovní polohy vyžadující flexi v lokti náročnější než pracovní polohy vyžadující extenzi v lokti. V celkových i dílčích výsledcích jsou vždy vyšší hodnoty u práce vyžadující flexi v lokti.

Konkrétním výsledkem lokální svalové zátěže mužů pro extenzi lokte je po vypočtení průměrné F_{max} pro oba svaly (flexor i extensor) hodnota **12,4 %**. Při pohybech lokte ve směru flexe se jedná o hodnotu **14,2 %** průměrné F_{max} .

MUŽI	Extenze v lokti				Flexe v lokti			
	PR - 30°	LR - 30°	PR - 60°	LR - 60°	PR + 30°	LR + 30°	PR + 60°	LR + 60°
Průměr pro extensor	13,0	15,4	12,7	15,1	11,2	17,5	14,7	18,8
	14,0				15,6			
Součet pro extensor	77,7	92,2	76,2	90,5	67,5	105,2	88,3	112,7
	336,6				373,7			
Průměr pro flexor	10,5	10,5	10,2	12,2	9,5	13,0	13,5	15,4
	10,9				12,9			
Součet pro flexor	63,3	63,1	61,3	73,2	57,2	77,9	81,1	92,6
	260,9				308,8			
Průměr pro flexor a extensor	12,4				14,2			
Součet pro extensor i flexor	597,5				682,5			

Tabulka 5-13 – Porovnání práce při extenzi a flexi v lokti u mužů 25 – 39 let

Konkrétním výsledkem lokální svalové zátěže žen pro extenzi lokte je po vypočtení průměrné Fmax pro oba svaly (flexor i extensor) hodnota **12,9 %**. Při pohybech lokte ve směru flexe se jedná o hodnotu **13,0 %** průměrné Fmax.

ŽENY	Extenze v lokti				Flexe v lokti			
	PR - 30°	LR - 30°	PR - 60°	LR - 60°	PR + 30°	LR + 30°	PR + 60°	LR + 60°
Průměr pro extensor	12,6	13,7	11,6	13,3	12,2	13,1	12,6	13,0
	12,8				12,7			
Součet pro extensor	50,2	54,8	46,4	53,4	48,7	52,5	50,5	52,2
	204,7				203,9			
Průměr pro flexor	12,2	12,6	13,2	14,1	13,6	12,2	15,2	12,0
	13,0				13,3			
Součet pro flexor	48,7	50,4	52,7	56,3	54,6	48,8	61,0	48,1
	208,0				212,5			
Průměr pro flexor a extensor	12,9				13,0			
Součet pro extensor i flexor	412,7				416,4			

Tabulka 5-14 – Porovnání práce při extenzi a flexi v lokti u žen 25 – 39 let

H2: Lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci vyžadující flexi v lokti je více náročná než práce vyžadující extenzi v lokti.

Na základě naměřených údajů, provedených výpočtů a ověření matematických závislostí je možné konstatovat, že hypotéza H2 byla **POTVRZENA**.

5.3.3 Hypotéza H3

Jednoznačným výsledkem za všechny zkoumané věkové skupiny je nejnižší silová zátěž při provedení zkoumaných experimentů u druhé věkové skupiny (25-39 let) viz kapitola 5.2.5. To je dáno především tím, že tato věková skupina má oproti první věkové skupině (15-24 let) v průměru silnější svaly předloktí horních končetin což potvrzuje nezávislý výzkum uvedený dále v textu. Jedním z důvodů je také vyšší svalová adaptibilita lidí v tomto věku a svaly mají tím pádem lepší schopnost zvládat fyzickou zátěž. Z hlediska lokální svalové zátěže horních končetin následuje druhou věkovou skupinu první věková skupina (15-24 let). Pro tuto skupinu je obecně svalová práce těžší, protože svaly ještě nejsou zacvičené do takové míry,

jako je tomu ve věku kolem 35 let života. Naopak nejvyšší hodnoty lokální svalové zátěže horních končetin vycházejí u třetí věkové skupiny (40-55 let). V tomto věku jsou svaly již dostatečně zacvičené, ale už dochází ke značnější svalové únavě, klesá schopnost regenerace svalů a doba pro tuto regeneraci se prodlužuje. Svaly začínají postupně ochabovat a maximální svalová síla klesá. Tím, že je maximální svalová síla, kterou jsou svaly schopné dosáhnout nižší, logicky vychází, že průměrné F_{max} vykazují vyšší hodnoty a práce je pro lidi ve třetí věkové skupině fyzicky nejnáročnější.

Grafy závislosti průměrné F_{max} , hmotnosti a věku výše uvedené skutečnosti zachycují a potvrzují. V následujícím textu je provedeno porovnání sil stisku končetin probandů dle literatury [37] a výsledků průměrné F_{max} .

Tabulka 5-15 zobrazuje síly stisku, které již byly uvedeny v kapitole 5.1.3, avšak zde se zaměřujeme pouze na věk od 18 do 54 let, aby následující tvrzení korespondovalo s třemi hlavními věkovými skupinami, které byly stěžejní pro současný výzkum dané problematiky.

Věk	Ruka	Muž (lbs)	Muž (kg)	Žena (lbs)	Žena (kg)
18 – 19	P	108,0	49,0	71,6	32,5
	L	93,0	42,2	61,7	28,0
20 – 24	P	121,0	54,9	70,4	31,9
	L	104,5	47,4	61,0	27,7
25 – 29	P	120,8	54,8	74,5	33,8
	L	110,5	50,1	63,5	28,8
30 – 34	P	121,8	55,3	78,7	35,7
	L	110,4	50,1	68,0	30,8
35 – 39	P	119,7	54,3	74,1	33,6
	L	112,9	51,2	66,3	30,1
40 – 44	P	116,8	53,0	70,4	31,9
	L	112,8	51,2	62,3	28,3
45 – 49	P	109,9	49,9	62,2	28,2
	L	100,8	45,7	56,0	25,4
50 – 54	P	113,6	51,5	65,8	29,9
	L	101,9	46,2	57,3	26,0

Tabulka 5-15 – Síly stisku mužů a žen ve věku 18-54 let

Z výše uvedené tabulky byly vybrány hodnoty maximální síly stisku dle tří stanovených věkových skupin. V každé věkové skupině byl zvlášť proveden průměr získaných maximálních sil stisku pro každou končetinu a genderové rozdělení. Následně byl proveden průměr maximální síly stisku obou končetin a na závěr ještě průměr maximální síly stisku obou pohlaví v dané věkové skupině. Výsledné průměrné hodnoty maximální síly stisku jsou 42,4 kg pro druhou věkovou skupinu (25-39 let), 39,2 kg pro první věkovou skupinu (18-24 let) a nejmenší průměrné hodnoty maximální síly stisku 38,9 kg vykazují muži a ženy ve třetí věkové skupině (40-54 let). Tabulka 5-16 zobrazuje průběh výpočtu průměrů maximálních sil stisku ve třech věkových skupinách.

Síla stisku (kg)		Průměr pravá	Průměr levá	Průměr obou rukou	Průměr obou pohlaví
1. skupina	muži	51,9	44,8	48,4	39,2
18-24	ženy	32,2	27,8	30,0	
2. skupina	muži	54,8	50,5	52,6	42,4
25-39	ženy	34,4	29,9	32,1	
3. skupina	muži	51,5	47,7	49,6	38,9
40-54	ženy	30,0	26,6	28,3	

Tabulka 5-16 – Síly stisku ve třech věkových skupinách

Uskutečněnými experimenty v rámci disertační práce bylo prokázáno, že druhá věková skupina ve většině případů vykazuje nejnižší hodnoty lokální svalové zátěže, následuje jí první věková skupina, a nejvyšší hodnoty lokální svalové zátěže vycházejí u třetí věkové skupiny. Stejný trend vývoje hodnot vychází po výpočtu průměrů maximálních sil stisku dle [37], ale pouze v obráceném pořadí což potvrzuje výsledky měření lokální svalové zátěže. Čím nižší je maximální síla stisku (F_{max}) tím jsou vyšší hodnoty průměrné F_{max} .

H3: S přibývajícím věkem stoupají hodnoty lokální svalové zátěže svalů předloktí při dodržení stejných podmínek měření.

Na základě naměřených údajů, provedených výpočtů a ověření matematických závislostí je možné konstatovat, že hypotéza H3 byla **VYVRÁCENA**. Důvodem vyvrácení hypotézy jsou výsledky experimentů druhé věkové skupiny (25-39 let).

5.3.4 Hypotéza H4

Poslední, čtvrtá hypotéza se týká tvrzení, že lze predikovat závislost mezi pracovní polohou a hmotností břemene na lokální svalové zatížení svalů předloktí. V následujícím textu je obsažena odpověď z různých pohledů na komplexní problematiku lokální svalové zátěže.

Jasnou základní odpovědí na to, zda existuje závislost pracovní polohy a hmotnosti břemene na lokální svalové zátěži je potvrzena, protože z výsledků všech předcházejících hypotéz vyplývá, že se jedná o závislost lineární. Při zvyšující se hmotnosti břemene dochází ke zvyšujícímu se zatížení předloketních svalů s lineární závislostí. Tím pádem lze predikovat vývoj pro vyšší hmotnosti, než bylo zkoumaných 10 kg nebo pro nižší hmotnosti, než bylo zkoumaných 10 kg (např. 1, 3, 5, 7 nebo 9 kg). Na druhou stranu, v některých případech se jedná o již poměrně vysoké zatížení z hlediska průměrné F_{max} tzn., že v praxi je již toto zatížení dlouhodobě neúnosné a mohlo by vést ke vzniku muskuloskeletálních onemocnění. Tomuto tvrzení se dále věnuje kapitola 6.2 Praktický přínos práce.

Dalším důkazem, že závislost mezi pracovní polohou a hmotností břemene na lokální svalové zatížení svalů předloktí lze predikovat, jsou samotné výsledky experimentů. V následujícím textu se nacházejí odpovědi na to, jaká konkrétní svalová skupina je již při určité hmotnosti břemene přetěžovaná z hlediska lokální svalové zátěže v závislosti na věkové skupině.

Z výsledků v příloze k disertační práci – Model vyhodnocení experimentů vyplývá, že častá manipulace lokte v rozsahu 0-60° u mužů ve věkové skupině 25 až 39 let s 8 kg závažím odpovídá přibližně 20 % průměrné F_{max} . Tato hranice je obecně označována za kritickou pro lidi zaměstnané v průmyslové výrobě, kde se na většině pracovišť vyskytuje vysoký počet pohybů horních končetin. Tzn., že už tato hmotnost břemene při vykonávání pracovního

procesu může mít negativní dopad na zdraví pracovníka a případný možný vznik nemoci z povolání. Na druhou stranu tím pádem vzniká i riziko pro zaměstnavatele díky případným sankcím z odpovědnosti za vznik nemoci z povolání a následné kategorie práce č. 3, která je spojená s povinnou rotací zaměstnanců v rámci pracovního místa nebo povinných bezpečnostních přestávek a dalších aspektů. Na základě výsledků experimentů je doporučena maximální hmotnost břemene **7 kg** pro opakované úkony spojené s pohybem lokte mužů jedné končetiny v rozsahu 0-60°. U žen jsou výsledky měření pohybů lokte ještě o něco vyšší. Nejčastější nemoc z povolání v ČR je syndrom karpálního tunelu z přetěžování, který je častěji hlášený právě u ženské populace. Z výsledků měření vyplývá, že již při 5 kg zátěži spojené s pohyby lokte dochází k překračování zmíněné hranice 20 % průměrné F_{max} , tudíž by měla být maximální pravidelně manipulovaná hmotnosti břemene kolem **4 kg**.

Pro věkovou skupinu 40-54 let platí obdobné výsledky s tím rozdílem, že doporučení pro manipulované hmotnosti břemene při pohybech lokte v rozsahu 0-60° je ještě přísnější. Pro muže je stanovena jako bezpečná hmotnost pravidelně manipulovaného břemene jednou končetinou **5 kg** a u žen se jedná o **3 kg**.

Výsledky v příloze k disertační práci – Model vyhodnocení experimentů dokazují, že zde dochází k větším rozdílům mezi zkoumanými pracovními polohami u mužů a žen v případě pohybů zápěstí. Při pohybu ve směru extenze zápěstí je u mužů ve věkové skupině 25-39 let přesáhnutá hodnota 20 % průměrné F_{max} při manipulaci s břemeny o hmotnosti 2,5 kg. U věkové skupiny 40-54 let k přetěžování dochází již při zatížení břemene o hmotnosti 2 kg. U žen jsou výsledky opět ještě markantnější a pravidelnou manipulaci se 3 kg do všech směrů pohybu zápěstí lze označit jednoznačně za nepřijatelnou. Dle výsledků měření experimentů je pro opakované vykonávání pracovních úkonů v krajních polohách zápěstí jedné končetiny přípustná manipulace pouze s břemenem o hmotnosti **1,5 kg**.

Je důležité zmínit, že doporučení pro konkrétní maximální manipulované hmotnosti břemen závisí na druhu pracovního procesu. Vždy je nutno upravit zmiňovanou kritickou hodnotu průměrné F_{max} a u výsledků konkrétního příkladu pracovní polohy je nutno se zaměřit na výsledek obou svalů, extensoru i flexoru.

Fakt, že lze predikovat závislost mezi pracovní polohou a hmotností břemene na lokální svalové zatížení svalů předloktí, je také potvrzen v kapitole 5.2.7. Zde bylo na příkladu uvedeno, jak lze dopočítat maximální hmotnost břemene pro danou pracovní polohu. Druhou možností je určení průměrné F_{max} pro vybranou pracovní polohu se zvolenou hmotností břemene. Tyto výpočty potvrzují jednak možnost predikce jednotlivých závislostí stejně tak jako funkcionalitu modelu závislostí.

H4: Lze predikovat závislost mezi pracovní polohou a hmotností břemene na lokální svalové zatížení svalů předloktí.

Na základě naměřených údajů, provedených výpočtů a ověření matematických závislostí je možné konstatovat, že hypotéza H4 byla **POTVRZENA**.

6 PŘÍNOSY DISERTAČNÍ PRÁCE

Obsahem této kapitoly je souhrn teoretických a praktických přínosů disertační práce zaměřené na výzkum hodnocení lokální svalové zátěže s ohledem na pracovní polohu stárnoucí populace v průmyslové výrobě. Následně jsou uvedena doporučení pro další výzkum v dané problematice.

6.1 Teoretický přínos práce

Hlavním teoretickým přínosem této disertační práce je zmapování vlivu pracovní polohy na lokální svalovou zátěž svalů předloktí při různém zatížení břemenem napříč různými věkovými skupinami. Po prostudování zahraniční odborné literatury došlo ke zjištění, že doposud nebyla tato konkrétní problematika řešena v závislosti na věku probandů. Na základě výsledků měření jednotlivých věkových skupin, provedených za účelem řešení předložené disertační práce, lze potvrdit změnu lokálního svalového zatížení při dodržení stejných podmínek měření pouze vlivem přibývajících věku pracovníků. Lidé ve věkové skupině 40-55 let vykazují nejvyšší hodnoty lokální svalové zátěže. V rámci problematiky stárnoucí populace, kdy se počítá se zaměstnáváním stále většího počtu lidí s vyšším věkem je toto zjištění poměrně alarmující. Tento výzkum je dalším potvrzením toho, že bude do budoucna nutno se stále více zaměřovat na ergonomii pracovišť v průmyslové výrobě, ale i mimo ni, a to obzvláště při obsazení pracovníky vyššího nebo dokonce předdůchodového věku.

Práce také potvrdila soulad s dřívějšími výzkumy a odbornými pracemi. Objasněna byla například vazba mezi průměrnou F_{max} lokální svalové zátěže předloketních svalů a silou dlaňového stisku. Dále byla potvrzena shoda se studiemi prokazujícími, že po 45 roce života dochází k razantnějšímu nástupu degenerativních změn. V tomto případě se jedná zejména o oblast snížení fyzické síly.

Dalším teoretickým přínosem je definice náročnosti prováděných úkonů pro stárnoucí populaci. Disertační práce je zaměřená na lokální svalovou zátěž svalů předloktí pro různé polohy lokte a zápěstí. Z výsledků výzkumu vyplývá, že určité hmotnosti břemen při opakovaných pracovních úkonech jednoznačně přetěžují pracovníky a vystavují je riziku vzniku nemoci z povolání. Definice konkrétních maximálních hmotností manipulovaných břemen s ohledem na věk pracovníka pro zkoumané pracovní polohy, které mají vliv na vznik muskuloskeletálních onemocnění, je uvedena v kapitole 5.3.4.

Po uskutečnění velkého množství experimentů došlo na zobecnění matematického modelu závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí, který lze využít jako predikční. Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. zaměřené na lokální svalovou zátěž určuje, jaký je maximální povolený limit počtu pohybů rukou pro konkrétní hodnotu výsledku měření průměrné F_{max} . Díky predikčnímu modelu dokážeme nyní určit při jaké konkrétní poloze lokte a zápěstí je daná hmotnost břemene dlouhodobě únosná při opakovaných pracovních úkonech.

6.2 Praktický přínos práce

Teoretické výsledky jsou dále aplikovatelné i v praxi (především v podnicích v ČR). Na základě těchto výsledků je možno predikovat lokální svalovou zátěž pro konkrétní operace při manuální činnosti. Díky těmto výsledkům bude možno odhadnout kategorii práce pro lokální svalovou zátěž bez zdlouhavého měření. Pokud na základě výpočtu zjistíme například, že polohy a hmotnosti nejsou rizikové a tím pádem průměrné hodnoty F_{max} lokální svalové zátěže spadají pod průměrné hodnoty pro druhou kategorii rizika, nebude nutné provádět měření ve výrobě. K měření se pak může přistoupit až v případě hraničních hodnot. V tomto případě provedené měření na pracovnících ve výrobě ověří, zda se jedná o druhou nebo třetí kategorii rizika. Jedním z hlavních přínosů měřených experimentů je možnost omezení hmotnosti manipulovaného břemene v rámci pracovního procesu na základě znalosti průměrné hodnoty lokální svalové zátěže F_{max} pro daný typ pracovní polohy bez nutnosti měření LSZ. Lze odhadnout, jaká konkrétní hmotnost břemene je pro danou nutnou pracovní polohu ještě únosná v rámci splnění limitů legislativy ČR.

V současné době neexistuje legislativní omezení věku pracovníků, vhodných pro měření LSZ nebo pro zařazení na různá pracoviště. Bohužel na základě měření na probandech se ukázalo, že probandi vyskytující se ve věkové skupině (55-64 let) musí být z měření LSZ velmi často vyjmuti, protože již prodělali zdravotní zákroky na pažích, které jsou spojeny právě s podstatou vykonávané práce a přetěžováním paží. Právě „nezměněný zdravotní stav“ paží je nutnou podmínkou pro uznatelnost měření LSZ. Na základě provedených měření a potvrzení H4 je možné vytvořit doporučení, aby za účelem ochrany zdraví pracovníků při práci, nebyli tito lidé zařazováni na pracovní pozice, kde se z povahy pracovní činnosti bude pracovník dostávat do již kritických poloh s daným zatížením, které generují vyšší průměrné F_{max} . Pokud by toto podnik nemohl zajistit, je možné pracovníky zaměstnávat i na těchto pracovních pozicích, avšak je nutné počítat s organizačními zásahy do režimu práce, nebo různými kompenzačními prostředky, které pomohou snížit riziko vzniku MSD. Tyto zásahy jdou většinou proti ekonomickému hledisku spojenému s náklady na produkci. Na základě toho bude jedním z praktických přínosů disertační práce požadavek na změnu v legislativě v ČR, týkající se věkové skupiny (55-64 let), aby byla stanovena zátěžově-pohybová omezení pro pracoviště, na kterých pracují lidé ve věkové skupině (55-64 let). Tím pádem by nedocházelo ke zkresleným výsledkům měření lokální svalové zátěže způsobených vysokým věkem měřených osob. Dále by se snížilo riziko ohrožení zdraví starších zaměstnanců a snížily by se i zbytečné ekonomické ztráty podniků.

6.3 Doporučení pro další výzkum v dané problematice

Jednoznačným doporučením pro další výzkum je dopracování závislosti pracovní polohy na lokální svalovou zátěž pro další část paže a vytvoření matematického modelu pro celou paži. Konkrétně se jedná o vliv pracovní polohy ramene, který již nebyl zkoumán v rámci této disertační práce. Po objasnění vazeb mezi lokálním svalovým zatížením, polohou a manipulovanou hmotností v rameni, by bylo možné vytvořit matematický model predikce zátěže celé horní končetiny. Obdobné měření se dá použít i na měření svalového zatížení, kde není předpokládáno vysoké zatěžování z hlediska manipulovaných hmotností, ale naopak lze očekávat dlouhé setrvávání v pracovních polohách, nebo vysoký stupeň opakování pracovních úkonů. Postup experimentu se dá zaměřit i na oblast administrativy což by mělo přesah mimo průmyslovou výrobu.

Další oblastí vhodnou pro další rozvinutí stávajícího teoretického poznání a nový výzkum by byla celková fyzická zátěž ve vazbě na stárnoucí populaci. Z hlediska nařízení vlády č. 361/2007 Sb. se jedná o ochranu pracovníků, kteří nejsou vystaveni tak vysoké opakovanosti pohybů, jako je tomu u pracovníků s podezřením na přetěžování horních končetin. Celková fyzická zátěž se týká profesí, při kterých jsou pracovníci v rámci pracovní činnosti nuceni více manipulovat s těžkými břemeny nebo nástroji. Typickým představitelem tohoto druhu zatížení je skladník, seřizovač, kovář, zásobovač nebo manipulát. Určitě by bylo vhodné zmapovat i tuto část pracovníků s ohledem na stárnoucí populaci.

Celková odolnost populace při vykonávání fyzické práce se v průběhu času změnila. Mění se struktura pracovních činností v návaznosti na celkovém rozvoji poznání lidí. Nastupuje stále více prostředků, které pracovní činnost ulehčují fyzicky, ale např. celkový stres roste. Výsledky těchto trendů lze pozorovat i na lidské populaci. Vzhledem k nižším požadavkům na fyzickou zdatnost a rostoucí vliv různých pomůcek, které ulehčují lidem život i práci je možné pozorovat klesající trend pohyblivosti populace, rostoucí obezitu, zvyšující se celkový trend tzv. civilizačních chorob. Práce člověka v průmyslové výrobě se za několik posledních desetiletí také podstatně změnila a do budoucna se počítá s tím, že tento trend bude dále pokračovat. S určitou mírou jistoty lze říci, že lidé např. před 100 lety dokázali zvládnout mnohem náročnější pracovní činnosti, protože technika je nedokázala nahradit do takové míry jako je tomu dnes a odezva jejich organismu nebyla taková, protože z podstaty doby se populace lépe dokázala adaptovat na požadované fyzické výkony. Z toho teoreticky vyplývá, že kdyby měřené experimenty byly provedeny na lidech začátkem 20. století, získaná data by mohla být dost odlišná. Díky popsanému trendu je faktem to, že populace, která v rámci aktuálního řešení disertační práce byla nyní ve věkové skupině (např. 25-39 let) bude po přesunu do věkové skupiny (40-54 let) nahrazena populací mladší, která bude díky celopopulačnímu nastavení společnosti opět hůře zvládat fyzické zatížení a požadavky na pohyblivost. Nabízí se doporučení pro další výzkum v dané problematice formou uskutečnění stejných experimentů v rámci delšího období, aby se trendy potvrdily nebo vyvrátily. Na základě získaných dat ze současného a budoucího měření by bylo možné porovnat změnu svalového potenciálu horních končetin v závislosti na zatížení, pracovních polohách a věku. Tím pádem by došlo k potvrzení či vyvrácení toho, zdali svalová degradace lidí probíhá až tak rychle.

Jako poslední trend lze uvést fakt, že některé pracovní pozice mohou být v budoucnu neaktuální z hlediska trendu zavádění principů Industry 4.0, kdy se mění jak struktura výroby, tak prováděné práce i prostředky užívané pro jejich provádění.

Přes vše výše uvedené bude lidská práce vždy potřeba a úlohou ergonomie bude vždy adaptovat pracovní podmínky dle potřeb člověka.

ZÁVĚR

Cílem disertační práce bylo zpracování modelu závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí stárnoucí populace v průmyslové výrobě. Za účelem splnění hlavního cíle bylo nutné vybrat vhodnou metodu měření lokální svalové zátěže. Zvolená metoda měření se v rámci ČR používá pro kategorizaci prací a je užíváno legislativou stanoveného přístroje pro měření EMG, tzv. EMG Holteru. Z praktické i teoretické užitelnosti měření v ČR byl pro experimentální měření v laboratorních podmínkách využit právě tento přístroj.

Na základě rešerše odborných publikací, stanovených tezí a celkového bádání v oblasti lokální svalové zátěže v závislosti na pracovní poloze, s ohledem na stárnoucí populaci v průmyslové výrobě, vyplynuly určité hypotézy. Následným bádáním a vyhodnocením provedených experimentů se došlo k obecným závěrům a na jejich základě došlo k potvrzení či vyvrácení těchto hypotéz. Mimo samotných experimentů při měření LSZ bylo toto provedeno při zpracování jejich výsledků pomocí statistického zpracování získaných dat formou regresních analýz v softwaru Microsoft Excel. Jednou ze stěžejních oblastí zaměření této práce byla problematika stárnoucí populace. Díky tomu bylo nutné získat data z většího počtu probandů v různých věkových skupinách, aby bylo možné obsáhnout trend vlivu stárnutí populace. Výsledkem je zpracování a vyhodnocení 130 experimentů.

První hypotéza uvádí, že lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci se zápěstím v poloze radiální nebo ulnární dukce je náročnější než při práci se zápěstím ve flexi nebo extenzi. Tato hypotéza byla potvrzena, hodnoty průměrných lokálních svalových sil jsou vyšší při polohách zápěstí v poloze radiální nebo ulnární dukce, a tím pádem práce v těchto polohách je pro pracovníky průmyslové výroby méně vhodná.

Další hypotéza se zaměřila na oblast lokte. Konkrétně pojednává o tom, že lokální svalová zátěž svalů předloktí při práci vyžadující flexi v lokti je více náročná než práce vyžadující extenzi v lokti. Opět zde došlo k potvrzení stanovené hypotézy, po provedeném vyhodnocení bylo prokázáno, že pracovní poloha vyžadující flexi v lokti je více náročná a tím pádem méně vhodná pro pracovníky průmyslové výroby. Pracoviště by se případně měla upravit tak, aby k podobným pracovním polohám docházelo co nejméně.

Vyhodnocení hypotézy zaměřené na stárnoucí populaci již není tak jednoznačné jako je tomu u prvních dvou hypotéz. Tvzení, že s přibývajícím věkem stoupají hodnoty lokální svalové zátěže svalů předloktí při dodržení stejných pracovních poloh, je vyvráceno. Důvodem jsou výsledné hodnoty vyhodnocení dat všech zkoumaných věkových skupin. Po provedení všech experimentů bylo prokázáno, že nejmenší vynaložené svalové úsilí na dané experimenty prokázala druhá věková skupina, svalově náročnější provedení úkonů vycházelo pro první věkovou skupinu a nejnáročnější pro třetí věkovou skupinu. Je to způsobeno především tím, že svaly předloktí lidí ve věku okolo 35 let života jsou nejvíce vytrénované s velkou schopností regenerace, a naopak ještě nejsou tak degradované, jako u lidí ve věku kolem 50 let.

Všechny výsledky a vyhodnocení jsou obsahem modelu závislosti mezi pracovní polohou a lokální svalovou zátěží svalů předloktí, který je nejprve popsán matematicky a následně je uvedeno samotné zpracování dat v Microsoft Excel s vysvětlením všech funkčních závislostí. Model vyhodnocení experimentů je samostatnou přílohou k disertační práci.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] SILVERSTEIN, B. A., FINE, L. J., ARMSTRONG, T. J. *Hand wrist cumulative trauma disorders in industry*. 1986, 43(11), 779-784. doi: 10.1136/oem.43.11.779
- [2] DUQUE, J., MASSET, D., MALCHAIRE, J. *Evaluation of handgrip force from EMG measurements*. Applied ergonomics. 1995, 26(1), 61–66. doi: 10.1016/0003-6870(94)00003-h.
- [3] GURRAM R., RAKHEJA, S., GOUW, G. J. *A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads*. Ergonomics. 1995, 38:4, 684-699, doi: 10.1080/00140139508925140
- [4] MAREK, J., SKŘEHOT, P. *Základy aplikované ergonomie*. Praha: Výzkumný ústav bezpečnosti práce, v.v.i., 2009, 118 s., ISBN 978-80-86973-58-6.
- [5] *Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. stanovující podmínky ochrany zdraví při práci (a jeho aktualizace NV č. 68/2010 Sb.) potažmo dle Vyhlášky č. 432/2003 Sb. stanovující podmínky pro zařazování prací do kategorií*.
- [6] STANTON, N., HEDGE, A., BROOKHUIS, K., SALAS, E., HENDRICK, H. *Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods*. B.m.: CRC Press, 2005. ISBN 0-415-28700-6.
- [7] FOX, R. R., BROGMUS, G. E., MAYNARD, W. S. *Aging Workers & Ergonomics: A Fresh Perspective* B.m.: American Society of Safety Engineers, 2015. ASSE-15-01-33 2015
- [8] Eurostat [online]. [vid. 2019-01-14]. Dostupné z: https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Population_structure_and_ageing/cs
- [9] ČSN EN ISO 8996 [online]. [vid. 2018-08-30]. Dostupné z: https://csnonlinefirmy.agentura-cas.cz/html_nahledy/83/72861/72861_nahled.htm
- [10] DE LUCA, C. J. *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Journal of Applied Biomechanics [online]. 1997, 13(2), 135–163. ISSN 1065-8483, 1543-2688. Dostupné z: doi: 10.1123/jab.13.2.135
- [11] DOHENY, E. P., LOWERY, M. M., FITZPATRICK, D. P., O'MALLEY, M. J. *Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles*. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology [online]. 2008, 18(5), 760–770. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jelekin.2007.03.006
- [12] *Elektromyografie* [online]. [vid. 2018-10-25]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php
- [13] HOLČÍK, J. *Elektromyogram* [online]. [vid. 2018-08-23]. Dostupné z: http://is.muni.cz/el/1431/jaro2010/Bi5445/um/BLS_kap5_MYO_6_okulo.pdf

- [14] DEYMED Diagnostic s.r.o. *EMG příslušenství* [online]. [vid. 2018-08-23]. Dostupné z: https://eportal.alien.cz/index.php?option=com_virtuemart&page=shop.browse&category_id=213000&lang=cs
- [15] WYATT, S. *Executive Summary World Robotics 2019 Industrial Robots*. International Federation of Robotics. Frankfurt nad Mohanem [online]. 2019 [cit. 2020-06-15]. Dostupné z: <https://ifr.org/downloads/press2018/IFR%20World%20Robotics%20Presentation%20-%202018%20Sept%202019.pdf>
- [16] HLÁVKOVÁ, J. *Hodnocení ergonomických rizik, fyziologické a psychologické faktory práce* [online]. [vid. 2018-08-30]. Dostupné z: <http://www.khshk.cz/e-learning/kurs5/index.html>
- [17] CHMELAR, M. *Lékařská přístrojová technika*. [online]. B.m.: Fakulta elektrotechniky a informatiky VUT, 1995, 192 s., [vid. 2018-08-23]. ISBN 80-85867-63-X. Dostupné z: <https://is.muni.cz/publication/659745>
- [18] ČMEJLA, R. *Jehlová elektromyografie* [online]. [vid. 2018-08-23]. Dostupné z: http://sami.fel.cvut.cz/bsg/BSG_4_2017.pdf
- [19] LÉKA, L., HAVLÍK, J. *Elektromyografie* [online]. Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31let/Lectures/07_Elektromyografie.pdf
- [20] ROMAN-LIU, D., BARTUZI, P. *The influence of wrist posture on the time and frequency EMG signal measures of forearm muscles*. *Gait & Posture* [online]. 2013, 37(3), 340–344. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.027
- [21] ŠIMEČEK, R. *Hodnocení efektivity rozvoje silových schopností bikera s využitím elektromyografie* [online]. Brno, 2010 [vid. 2018-08-23]. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, katedra kineziologie. Dostupné z: <https://theses.cz/id/c4jjzb?furl=%2Fid%2Ffc4jjzb;so=nx;lang=en>
- [22] TICHÁČEK, A. *Biologická zpětná vazba v terapii* [online]. Brno, 2008 [vid. 2018-08-23]. Dostupné z: <http://www.ambulatorium.cz/pdf/imf-diplomka.pdf>
- [23] *Výzkumné metody v biomechanice* [online]. [vid. 2018-08-23]. Dostupné z: <http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/biomechanika/vyzkumne-metody-v-biomechanice>
- [24] HLÁVKOVÁ, J. *Fyziologie stárnutí* [online]. Praha, 2014. Státní zdravotní ústav. Centrum hygieny práce a pracovního lékařství. [cit. 16. 5. 2019]. Dostupné z: http://www.szu.cz/uploads/Vzdelavaci_akce/CHPPL/Workshop_100914/3_fyziologie_starnuti.pdf
- [25] POKORNÁ, M. *Rozvoj zručnosti u seniorů pomocí motorických cvičení a her* [online]. Brno, 2009. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně, fakulta sportovních studií. [cit. 18. 5. 2019] Dostupné z: https://is.muni.cz/th/xygtz/Diplomova_prace.pdf
- [26] ULRYCHOVÁ, L. *Projevy přirozeného stáří a stárnutí* [online]. 2011. [cit. 18. 5. 2019]. Dostupné z:

http://www.szsemb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Projevy_st%C3%A1%C5%99%C3%AD_3.pdf

- [27] ŽEMLOVÁ, J. *Aktivní stárnutí v domovech pro seniory [online]*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta humanitních studií. [cit. 25. 5. 2019]. Dostupné z: http://digilib.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/11292/%C5%BEemlov%C3%A1_2010_bp.pdf?sequence=1
- [28] LORENC, M., *Závěrečné práce – metodika*, In: Lorenc.info. [online] katedra managementu, fakulta podnikohospodářská, VŠE v Praze, 2013. [cit.: 31. 3. 2020], Dostupné z: <http://lorenc.info/zaverecne-prace/metodika.htm>
- [29] MOLNÁR, Z. *Úvod do základů vědecké práce, sylabus pro potřeby semináře doktorandů*. Praha, 2005, Vysoká škola ekonomická v Praze, Fakulta podnikohospodářská, katedra managementu. Dostupné z: https://people.fsv.cvut.cz/~k126/predmety/d26mvp/mvp_sylabus-mvp.pdf
- [30] LINDEROVÁ, I., SCHOLZ, P., MUNDUCH, M. *Úvod do metodiky výzkumu*. Jihlava: Vysoká škola polytechnická Jihlava, 2016, 62 s., ISBN 978-80-88064-23-7.
- [31] O'SULLIVAN, L. W., GALLWEY, T. J. *Forearm torque strength and discomfort profiles in pronation and supination*. *Ergonomics*, 2005, 48 (6), 703 – 721. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/00140130500070954>
- [32] O'SULLIVAN, L. W., GALLWEY, T. J. *Upper-limb Surface Electro-myography at Maximum Supination and Pronation to the Effect of Elbow and Forearm Angle*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2002, 12 (4), 275 – 285. Dostupné z: doi: [doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00014-7](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00014-7)
- [33] KHAN, A. A., O'SULLIVAN, L. W., GALLWEY, T. J. *Effects of combined wrist deviation and forearm rotation on discomfort score*. *Ergonomics*, 2009, 52 (3), 345 – 361. Dostupné z: doi: [10.1080/00140130802376018](https://doi.org/10.1080/00140130802376018)
- [34] KHAN, A. A., O'SULLIVAN, L. W., GALLWEY, T. J. *Effect of combined wrist flexion/extension and forearm rotation and two levels of relative force on discomfort*. *Ergonomics*, 2009, 52 (10), 1265 - 1275. Dostupné z: doi: [10.1080/00140130903040208](https://doi.org/10.1080/00140130903040208)
- [35] KHAN, A. A., O'SULLIVAN, L. W., GALLWEY, T. J. *Effect on discomfort of frequency of wrist exertions combined with wrist articulations and forearm rotation*. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2010, 40 (5), 492-503. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2010.05.003>
- [36] CAREY, E. J., GALLWEY, T. J. *Effects of wrist posture, pace and exertion on discomfort*. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2002, 29 (2), 85–94. Dostupné z: doi: [10.1016/S0169-8141\(01\)00053-1](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(01)00053-1)
- [37] FIRELL, J. C., CRAIN, G. M., *Which setting of the dynamometer provides maximal grip strength?* *The Journal of Hand Surgery*, 1996, 21 (3), 397–401. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0363-5023\(96\)80351-0](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(96)80351-0)

- [38] CHODOUNSKÁ, H. *Stáří je stále delší část života* [online]. [cit. 28.6.2020]. 2017. Dostupné z: <https://www.statistikaamy.cz/2017/04/stari-je-stale-delsi-cast-zivota/>
- [39] SAK, P., KOLESÁROVÁ, K. *Sociologie stáří a seniorů*. Praha: Grada, 2012, ISBN 978-80-247-3850-5.
- [40] SVOBODOVÁ, K. *Analýza: Demografické stárnutí ČR podle výsledků projekce* [online]. [cit. 28.6.2020]. Dostupné z: http://www.demografie.info/?cz_detail_clanku&artclID=824
- [41] ČESKÝ STATISTICKÝ ÚŘAD. *Věková struktura populace se výrazně mění* [online]. [cit. 28.6.2020]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/vekova-struktura-populace-se-vyrazne-meni>
- [42] SMRČKA, L., ARLTOVÁ, M. *Ekonomické aspekty stárnutí populace ve vyspělých zemích* [online]. [cit. 28.6.2020]. Dostupné z: <https://polek.vse.cz/pdfs/pol/2012/01/07.pdf>
- [43] ŠIMKOVÁ, M. LANGHAMROVÁ, J. *Kvalitativní faktory stárnutí populace* [online]. [cit. 28.6.2020]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/documents/10180/46203820/%C5%A0imkov%C3%A1-Langhamrov%C3%A1.pdf/46e19ac8-6330-4304-97a4-bf125824b96b?version=1.0>
- [44] ČESKÝ STATISTICKÝ ÚŘAD. *Proměny věkového složení obyvatelstva ČR - 2001-2050* [online]. [cit. 28.6.2020]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/promeny-vekoveho-slozeni-obyvatelstva-cr-2001-2050>
- [45] ČESKÝ STATISTICKÝ ÚŘAD. *D4 Index stáří v roce 2005* [online]. [cit. 28.6.2020]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/xl/030703104>

SEZNAM PUBLIKOVANÝCH PRACÍ DOKTORANDA

Publikované práce:

- [1] BUREŠ, M., KÁBA, M. Ergonomická analýza pracovišť na montážní lince. *Průmyslové inženýrství*. Plzeň. 2016. s. 85 – 93.
- [2] BUREŠ, M., GÖRNER, T., MILLER, A., KÁBA, M. Methodology of Digital Firearm Ergonomic Design. *Advances in Intelligent Systems and Computing*. 2017, s. 221 – 230.
- [3] BUREŠ, M., KÁBA, M. Prostorové uspořádání a ergonomická optimalizace pracoviště. *Průmyslové inženýrství*. Plzeň. 2017. s. 37 – 48.
- [4] KÁBA, M. Ergonomická optimalizace montážní linky. *Průmyslové inženýrství*. Plzeň. 2018. s. 48 – 62.
- [5] BENEŠOVÁ, J., BUREŠ, M., KÁBA, M. Evaluation of Physical and Motor Function in an Aging Female Population – Preliminary Results. *Proceeding of the 2018 IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management*. 2018. s. 1026 – 1030.
- [6] KÁBA, M. Ergonomics of running and trekking poles. *Soutěžní přehlídka studentských a doktorských prací FST 2019*. Plzeň. 2019. s. 150 – 157.
- [7] KAČEROVÁ, I., KÁBA, M. Vliv polohy lokte a zápěstí na výsledky EMG – předběžné výsledky. *Průmyslové inženýrství 2019: Mezinárodní studentská vědecká konference*. Plzeň. 2019. s. 58 – 64.
- [8] KAČEROVÁ, I., KÁBA, M. Využití biomechanického systému pro hodnocení lokální svalové zátěže. *Průmyslové inženýrství 2019: Mezinárodní studentská vědecká konference*. Plzeň. 2019. s. 65 – 72.
- [9] KAČEROVÁ, I., KÁBA, M., ŠIMON, M. Comparison of biomechanical systems for evaluation of local muscular load. *Annals of DAAAM and Proceedings of the International DAAAM Symposium*. 2019. s. 714 – 718.
- [10] KAČEROVÁ, I., KÁBA, M. Vliv polohy ramene, lokte a zápěstí na výsledky EMG – předběžné výsledky. *Proceedings of 11th Annual International Scientific Conference Manufacturing Systems Today and Tomorrow 2019*. Liberec. 2019. s. 43 – 45.
- [11] BUREŠ, M., GÖRNER, T., KAČEROVÁ, I., KÁBA, M. Influence of the Upper Limb Position on the Forearm EMG Activity – Preliminary Results. *Advances in Physical ergonomics and Human factors*. Washington. 2020. s. 34 – 43.

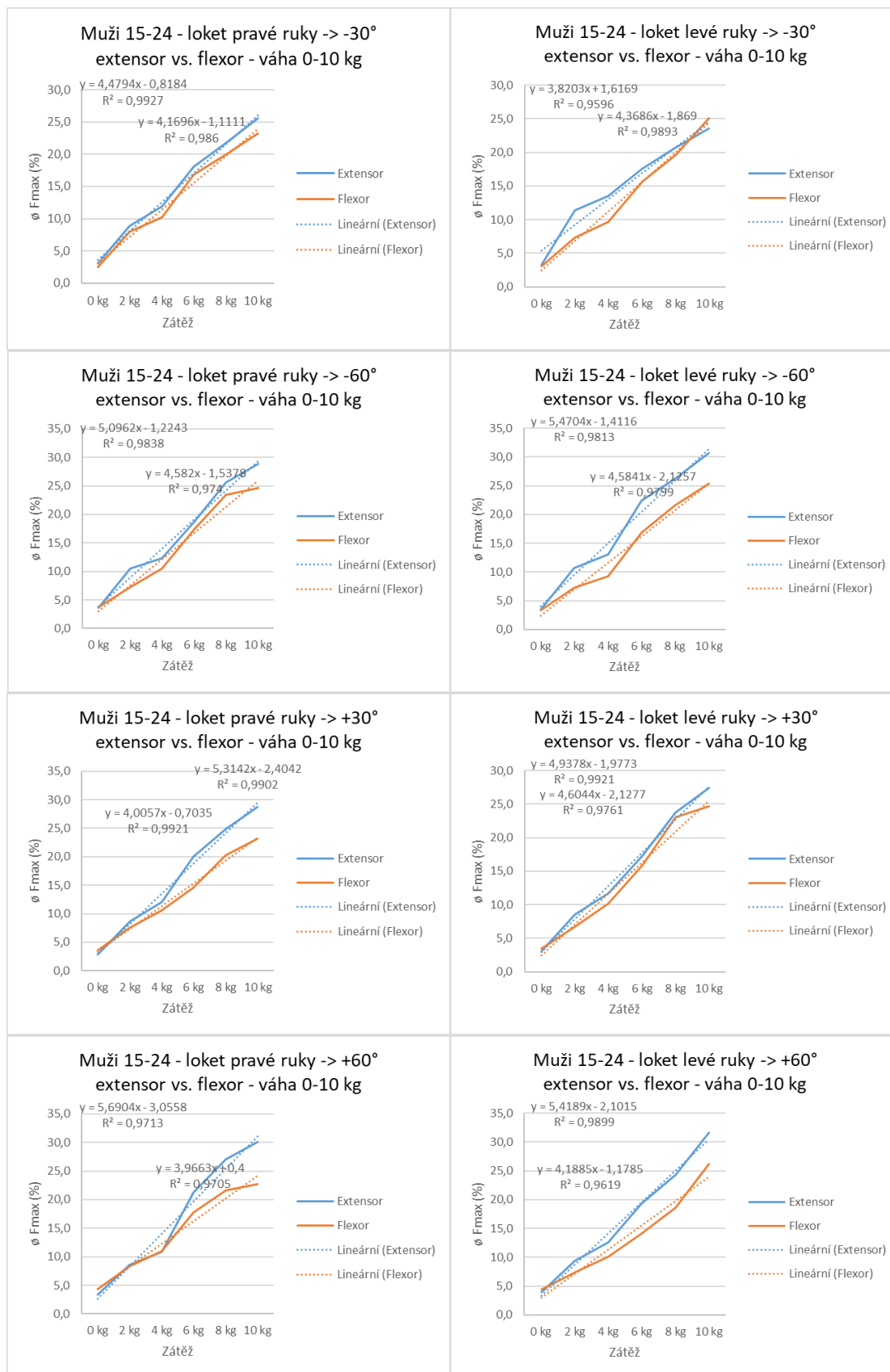
Výzkumné zprávy:

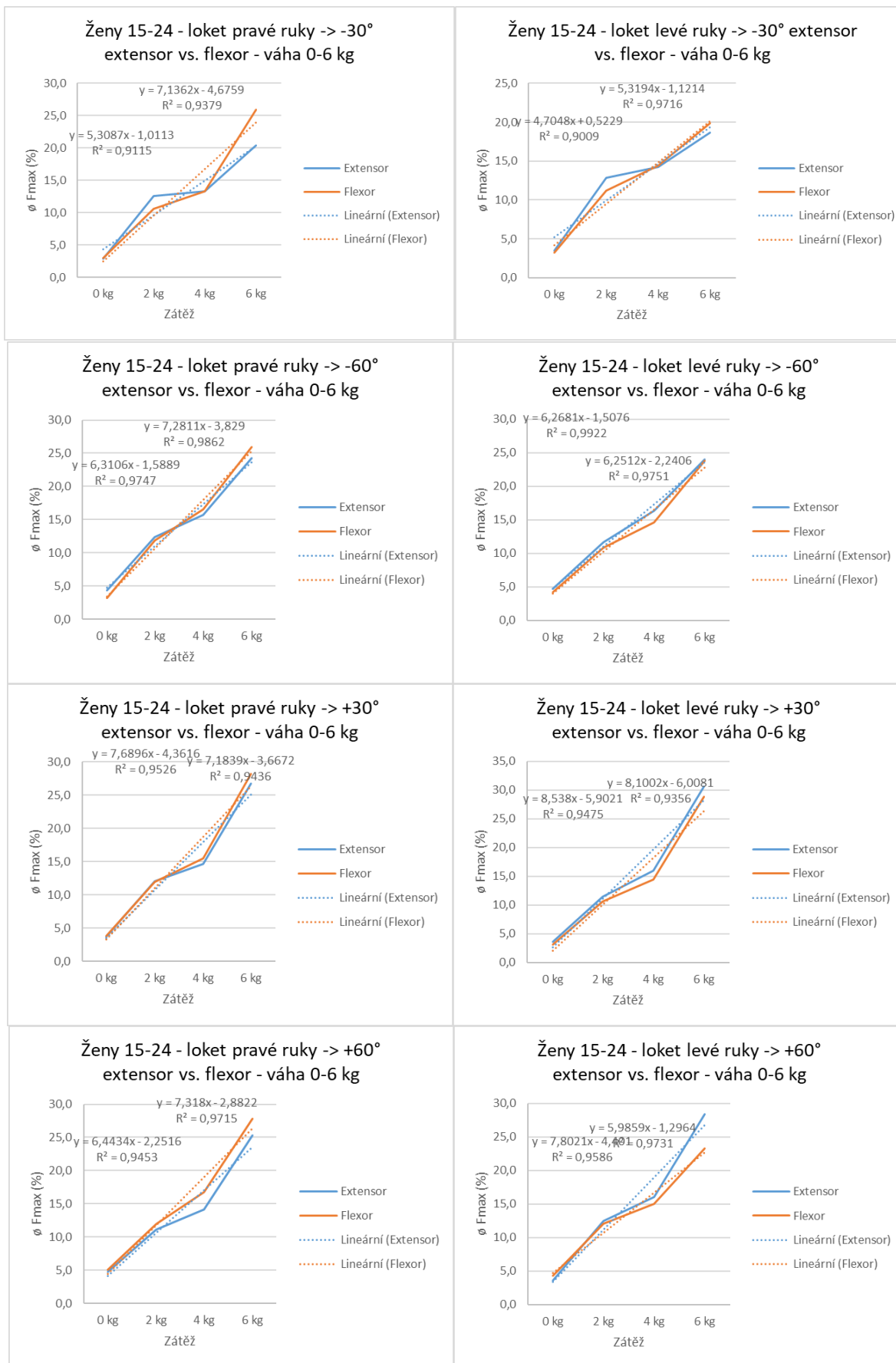
- [1] KÁBA, M., ŠIMON, M. *Technologie návrhu pracoviště pro zlepšení bezpečnosti a eliminaci negativních vlivů na zdraví*. OT001–2016-21180. Česká republika. 2016
- [2] KÁBA, M., ŠIMON, M. *Inovační voucher – Návrh koncepce zásobování výroby a optimalizace pracovišť s využitím filozofie digitálního podniku*. *Souhrnná výzkumná zpráva*. Plzeň. 2017.
- [3] KÁBA, M., RAŠKA, P. *Technologie ergonomického zásobování materiálem*. OT002-2017-2118. Česká republika. 2017
- [4] KÁBA, M., RAŠKA, P. *Ruční bruska na pneumatický pohon*. 37273. Česká republika. 2019

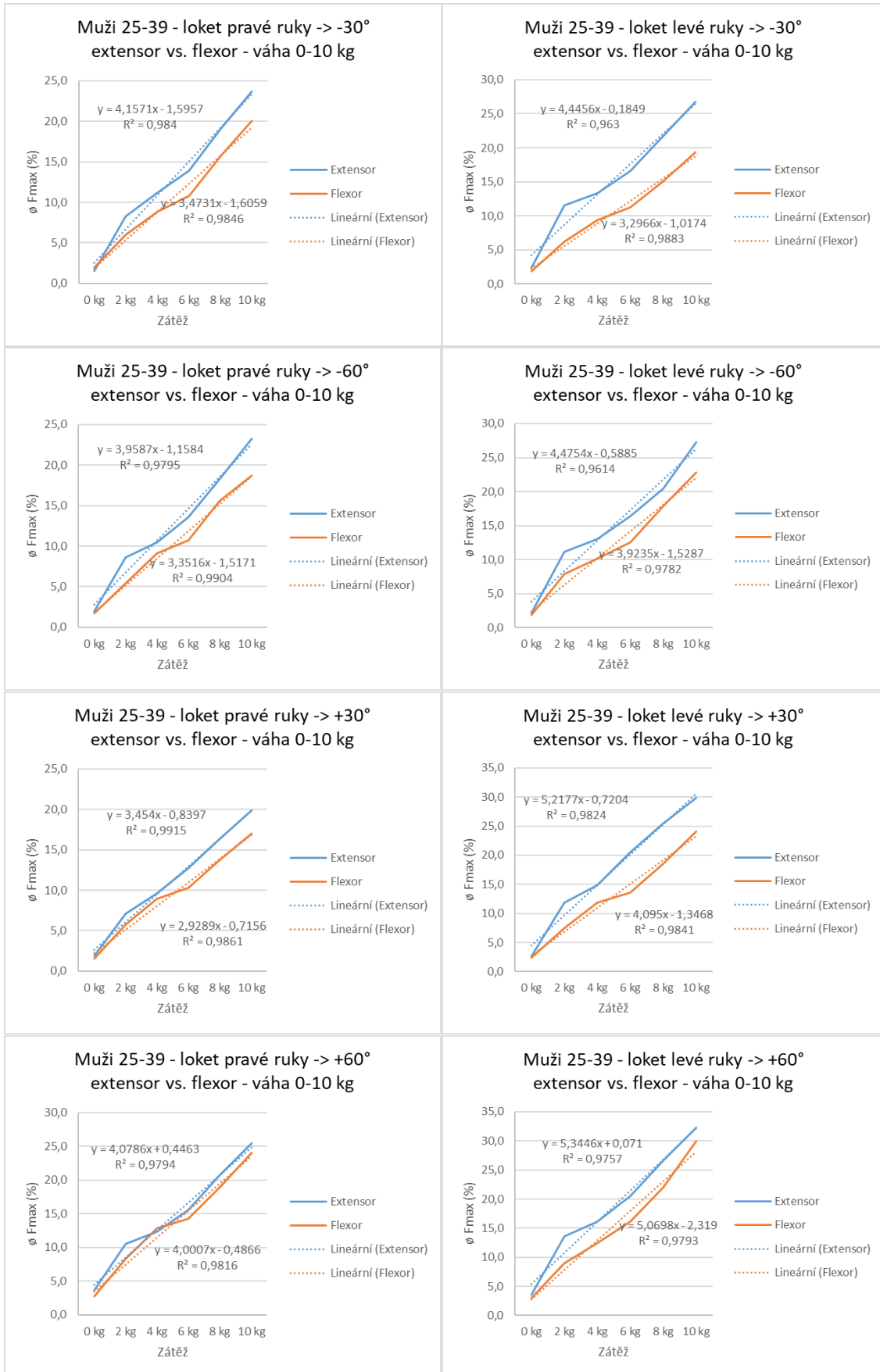
SEZNAM PŘÍLOH

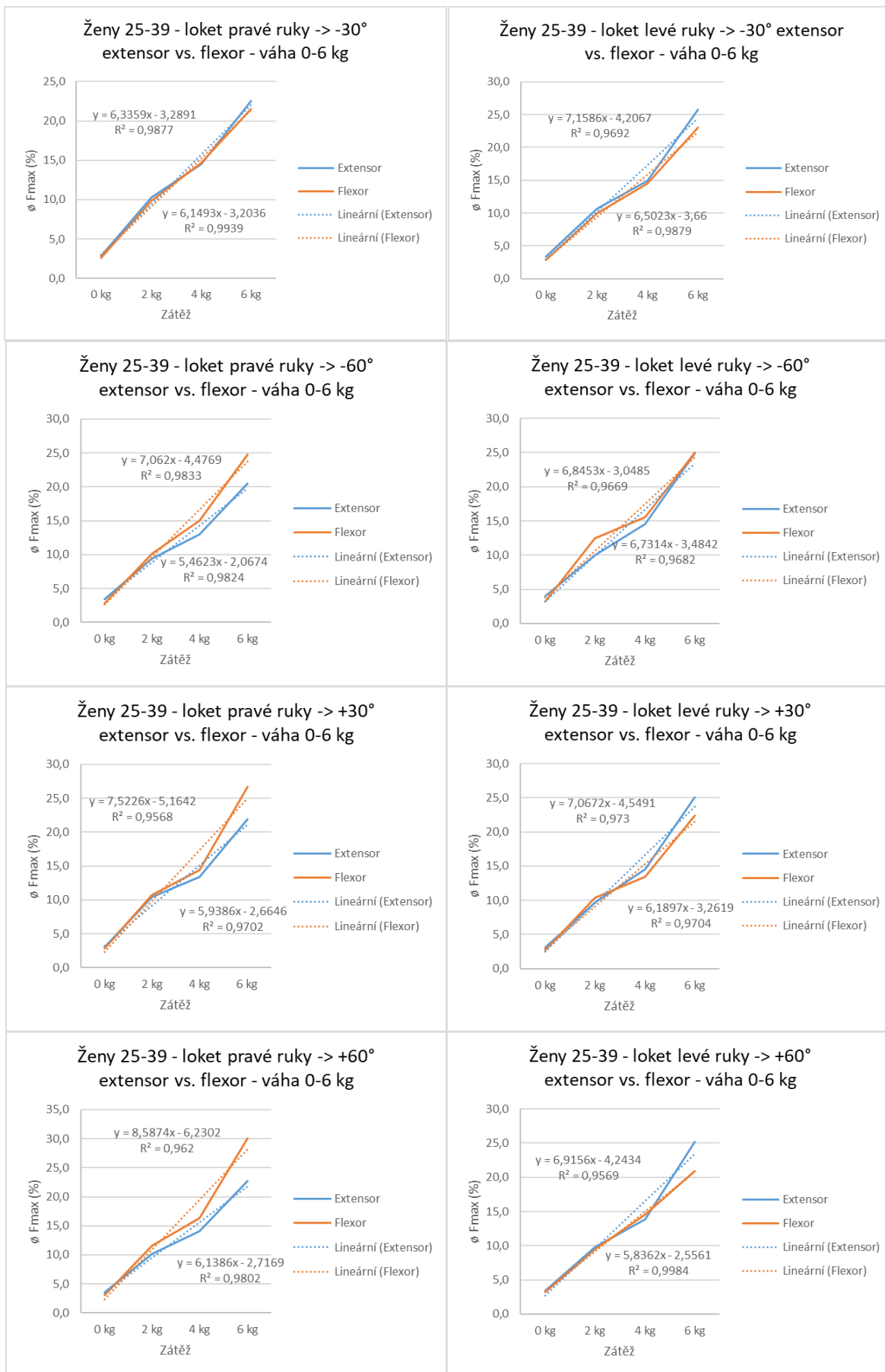
PŘÍLOHA A – Výsledky měření poloh lokte.....	94
PŘÍLOHA B – Výsledky měření poloh zápěstí.....	100
PŘÍLOHA C – Souhrnné výsledky všech věkových skupin.....	106
Přiložené CD s Modelem vyhodnocení experimentů ve formátu .xls	

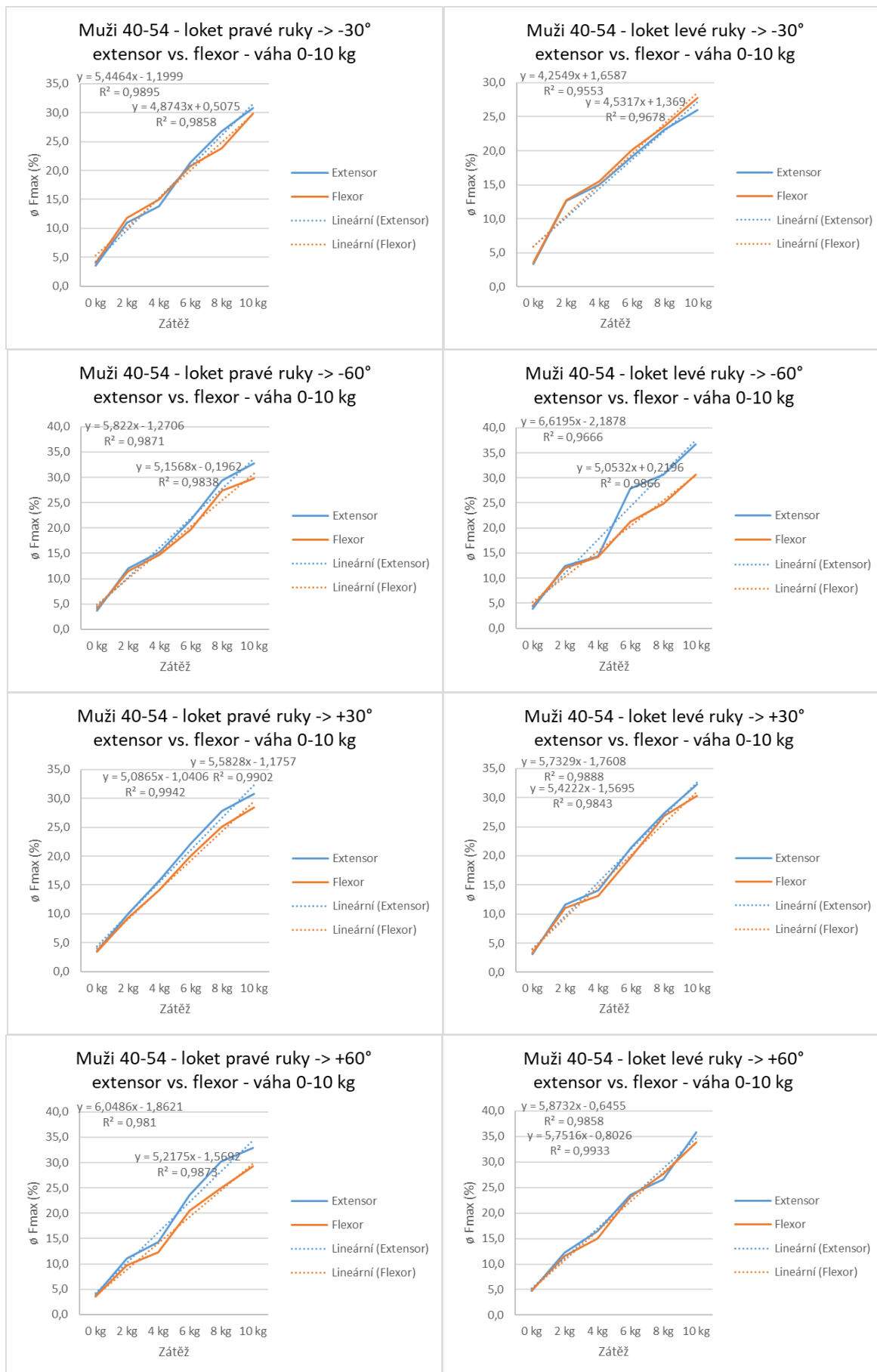
PŘÍLOHA A – Výsledky měření poloh lokte

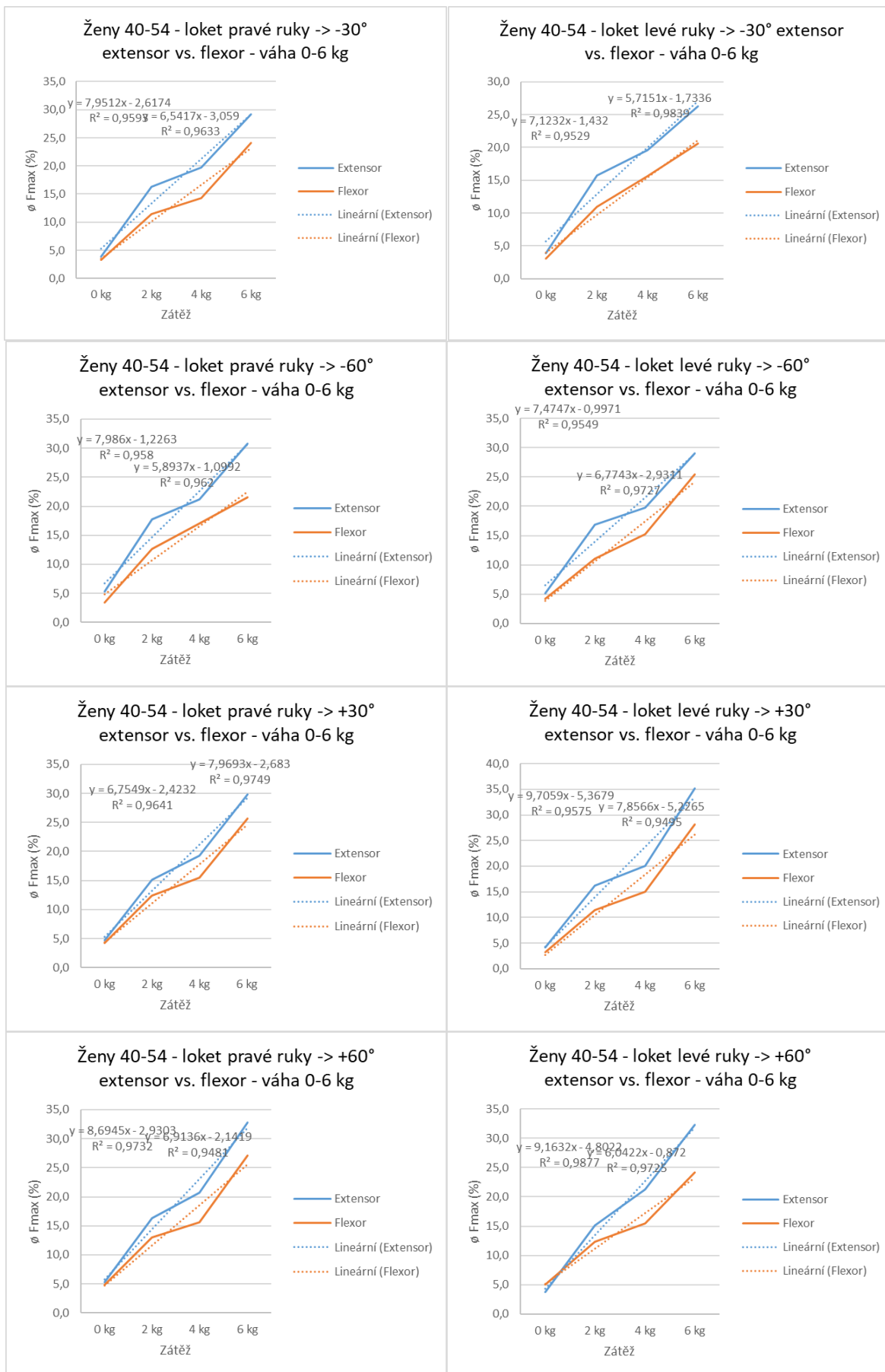




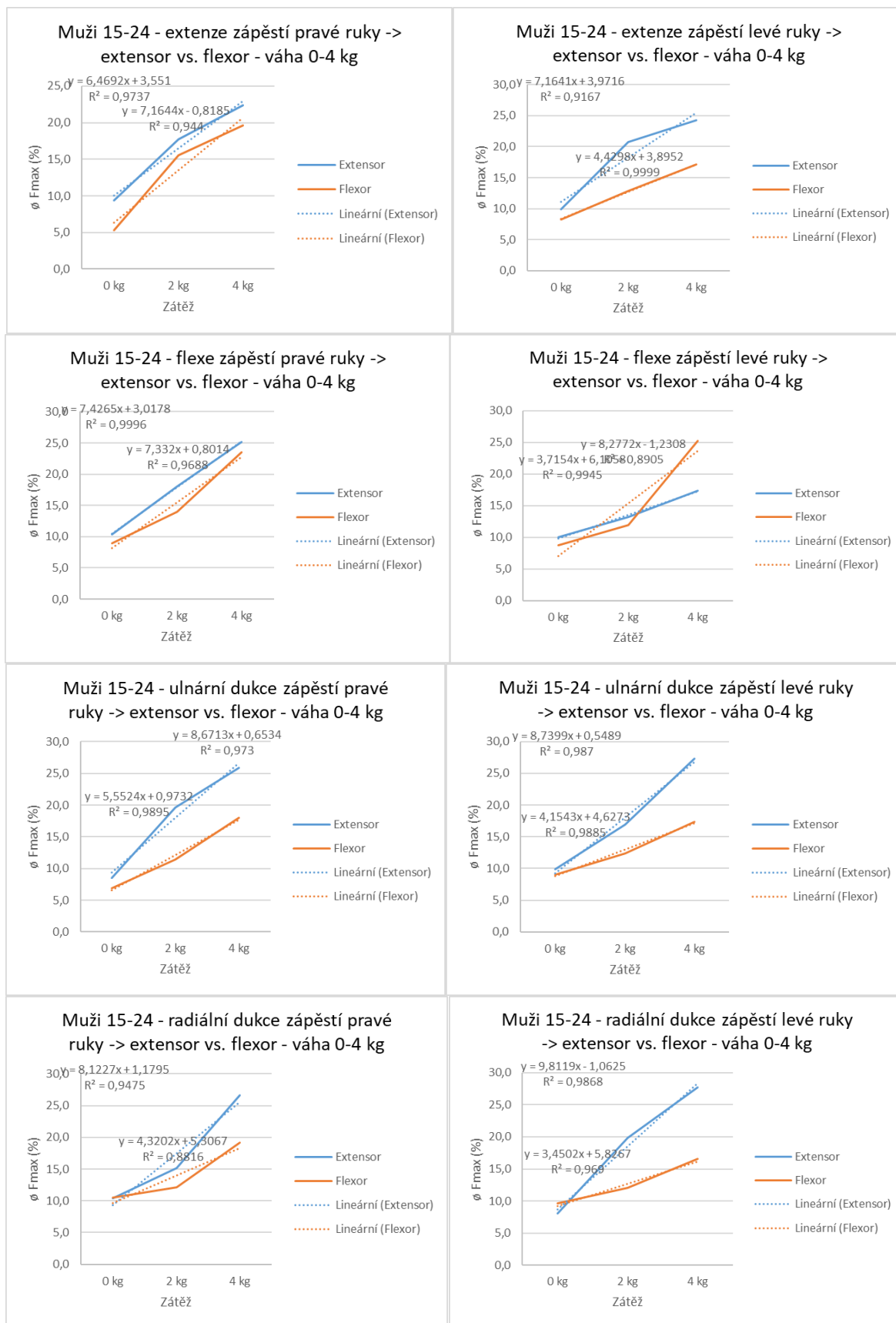


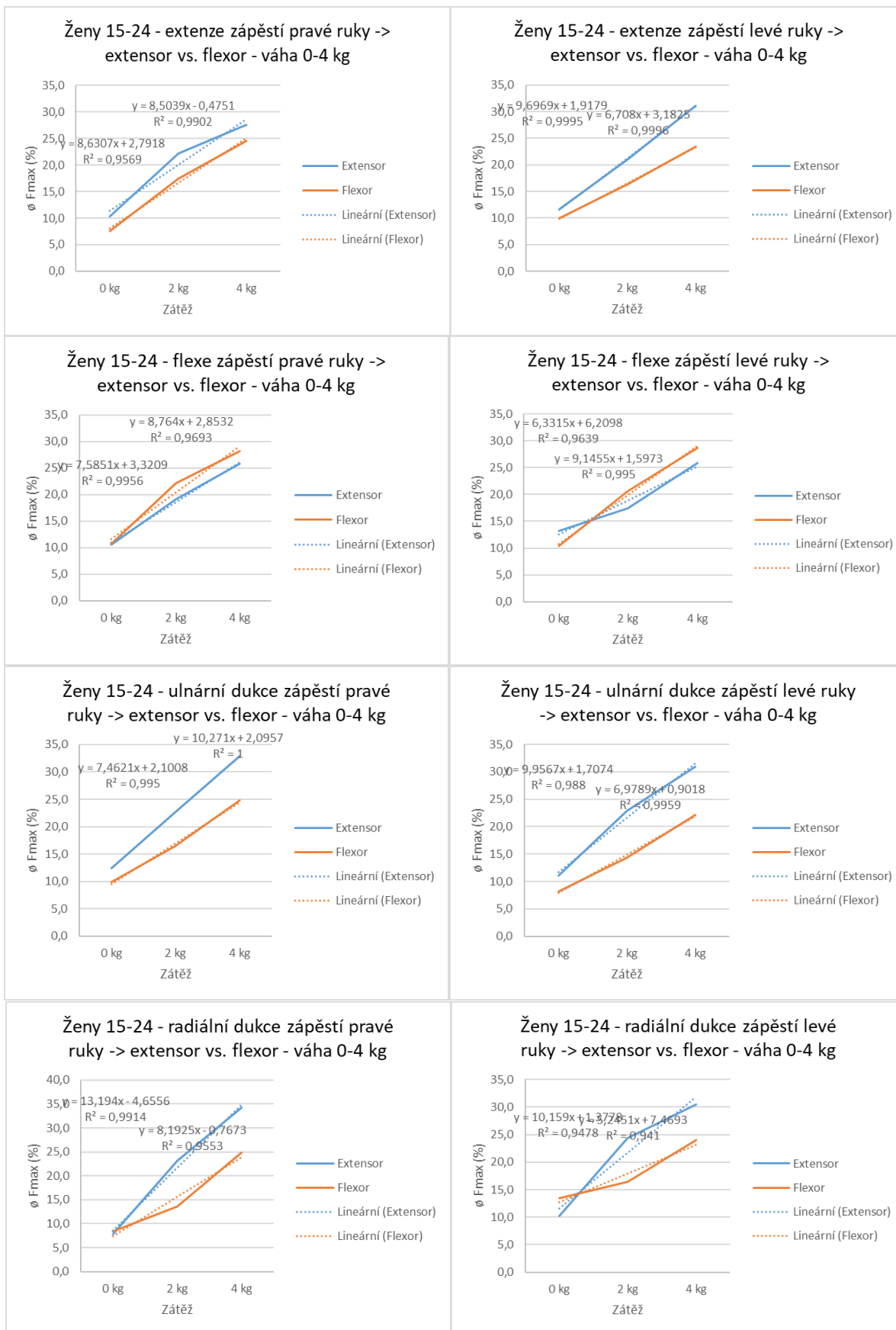


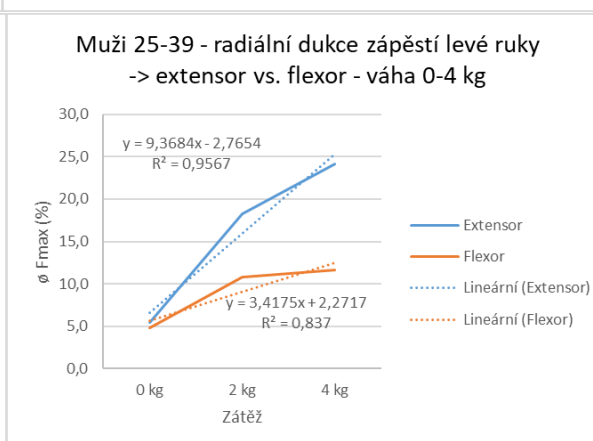
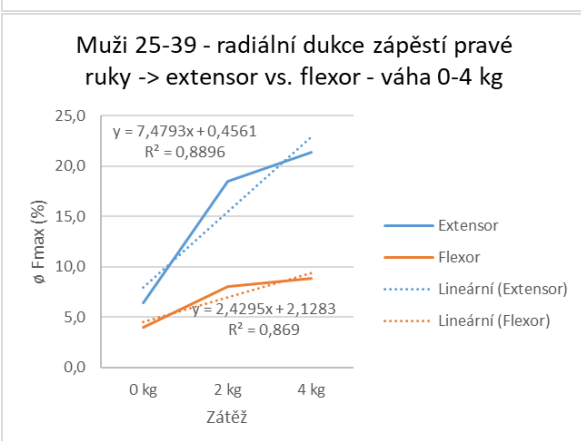
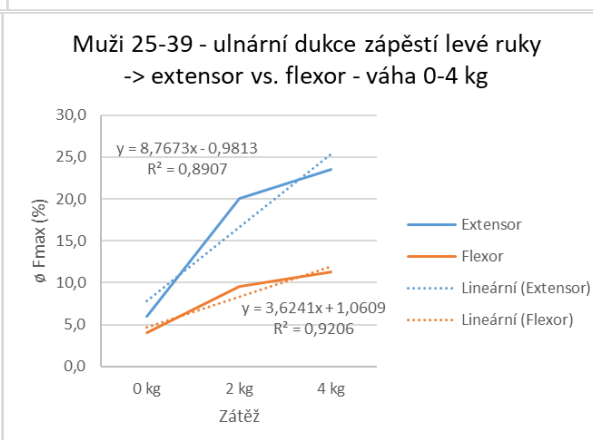
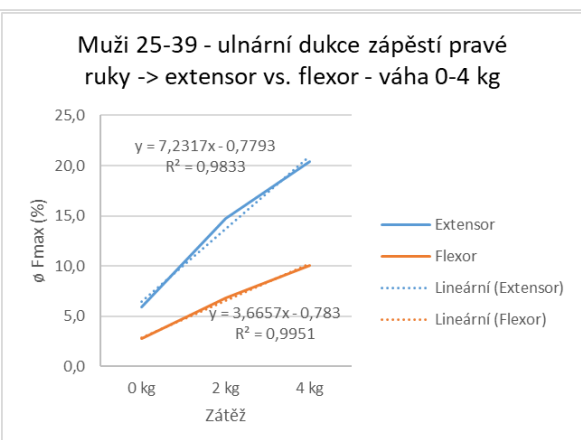
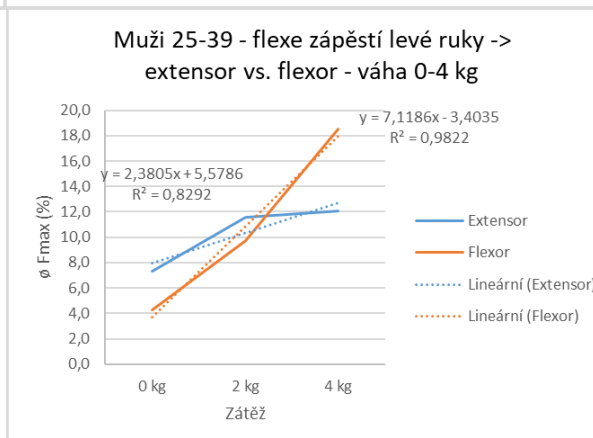
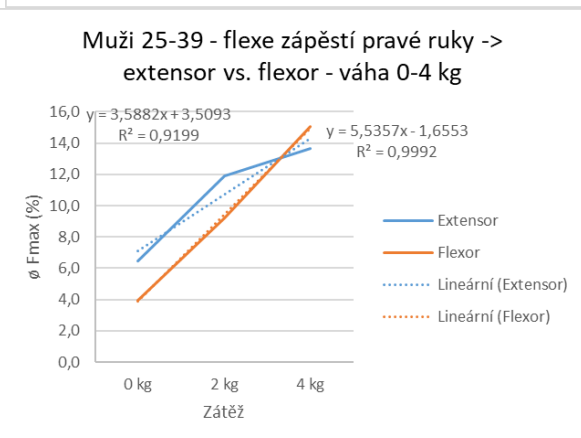
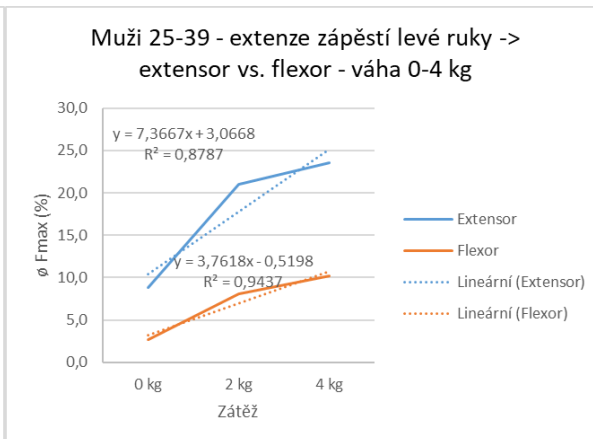
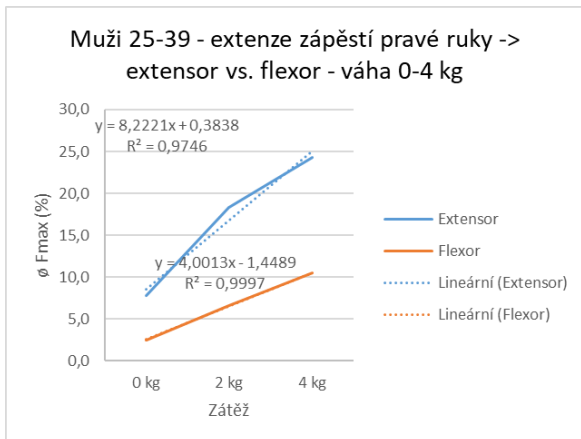


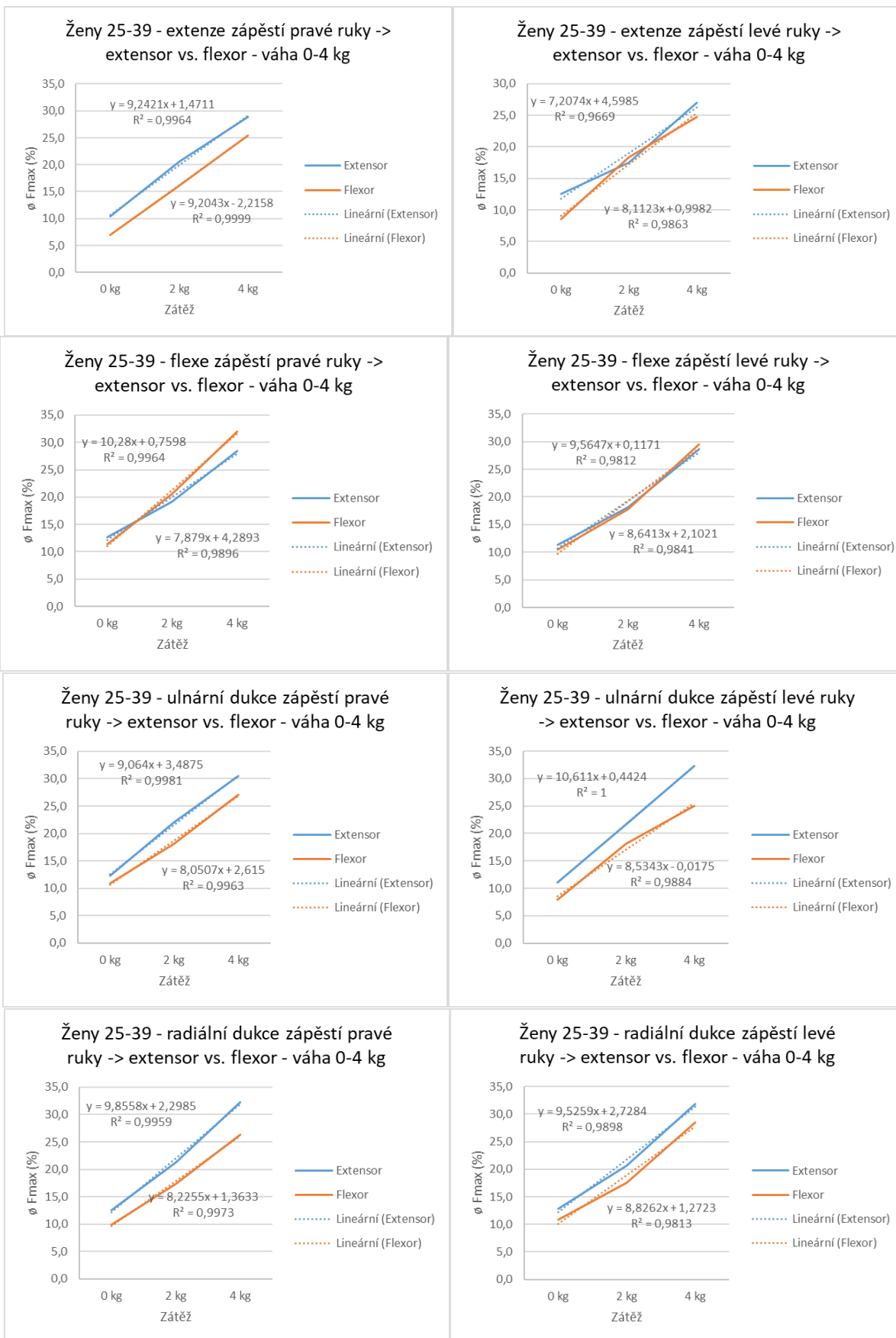


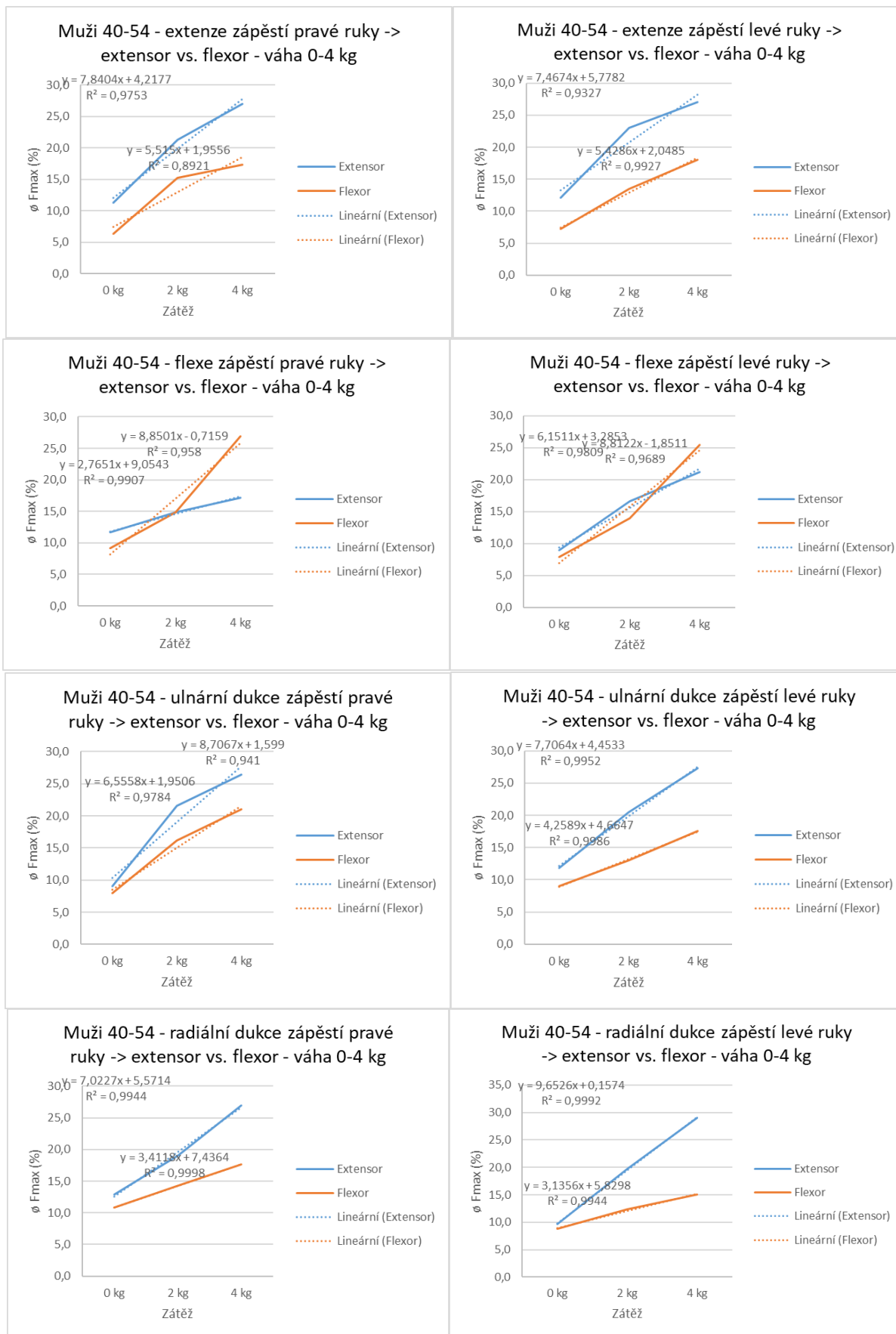
PŘÍLOHA B – Výsledky měření poloh zápěstí

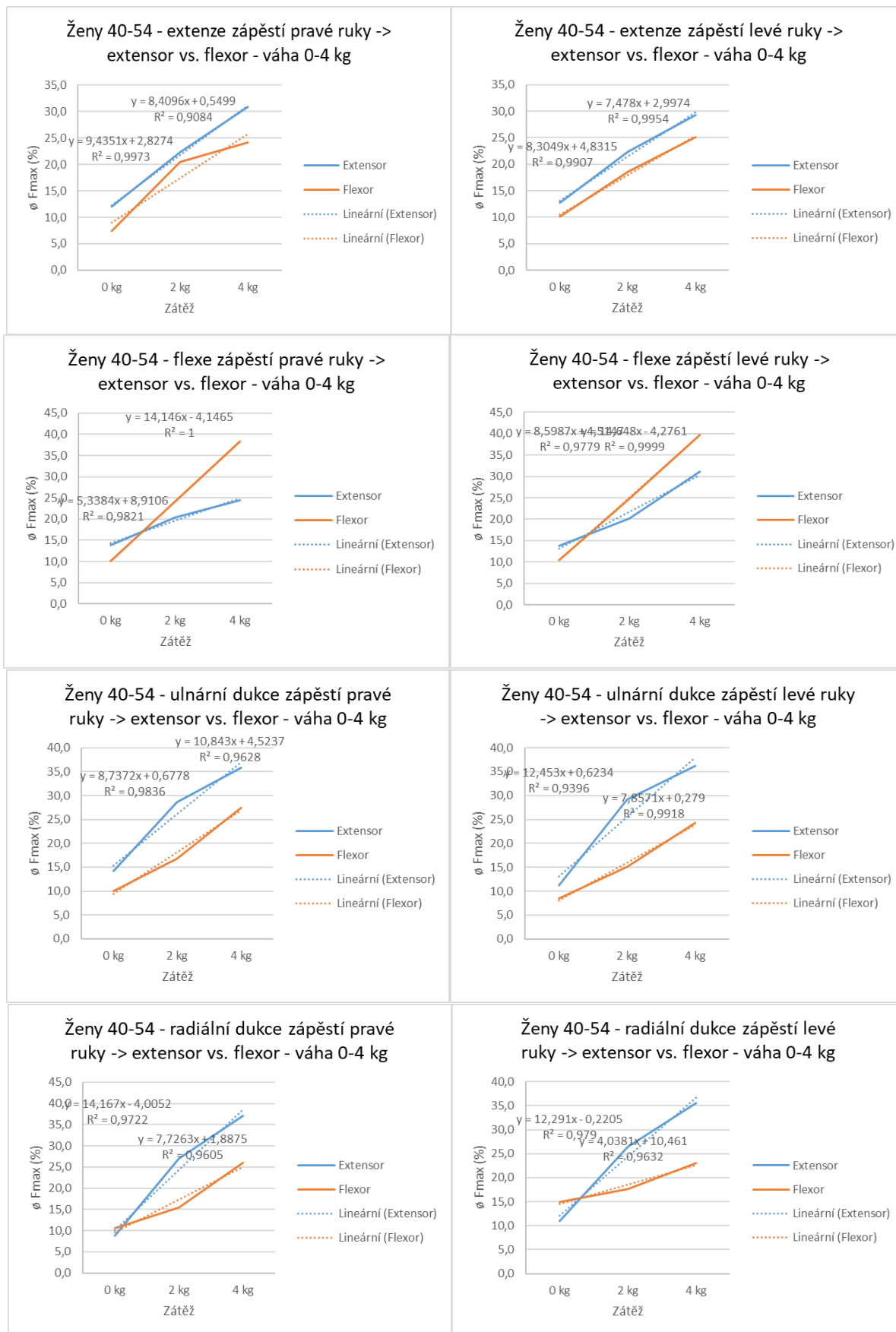












PŘÍLOHA C – Souhrnné výsledky všech věkových skupin

