

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA STROJNÍ

Název studijního programu: Průmyslové inženýrství a management
Kód studijního programu: P0715D270029

DISERTAČNÍ PRÁCE

Tvorba modelu pro predikci zatížení horních končetin u výrobních
pracovníků

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

Akademický rok 2022/2023

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 vypracovala samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který je součástí této disertační práce.

V Plzni dne:

.....
Ing. Ilona Kačerová

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

Děkuji za pomoc především školitelce doc. Ing. Janě Kleinové, CSc., která do práce vnesla vědecký pohled a dodávala psychickou podporu k dokončení práce, zároveň děkuji odbornému konzultantovi, certifikovanému specialistovi v ergonomii, Ing. Marku Burešovi, PhD., který do práce přinesl odborné vědomosti a Ing. Věře Markové za odborné rady týkající se statistického vyhodnocení.

ANOTAČNÍ LIST DISERTAČNÍ PRÁCE

AUTOR	Příjmení (včetně titulů) Ing. Kačerová	Jméno Ilona
STUDIJNÍ OBOR	Průmyslové inženýrství a management	
VEDOUcí PRÁCE	Příjmení (včetně titulů) doc. Ing. Kleinová CSc.	Jméno Jana
PRACOVISŤE VEDOUcíHO	ZČU – FST – KPV	
DRUH PRÁCE	Disertační práce	
NÁZEV PRÁCE	Tvorba modelu pro predikci zatížení horních končetin u výrobních pracovníků	

Fakulta: Strojní
 Katedra: Průmyslové inženýrství a management
 Rok odevzdání: 2022

Počet stránek (A4 a ekvivalentů A4)

Celkem	103	Textová část	103	Grafická část	0
---------------	-----	---------------------	-----	----------------------	---

STRUČNÝ POPIS ZAMĚŘENÍ, TÉMA, CÍL POZNATKY A PŘÍNOSY	Disertační práce se zabývá měřením lokální svalové zátěže na předloktí. S detailním zaměřením na rozdílnost svalového zatížení při změně pracovní polohy horní končetiny a při manipulaci s různou vahou manipulovaných břemen. Cílem práce je tvorba matematického modelu pro predikci svalového zatížení horních končetin.
KLÍČOVÁ SLOVA	Elektromyografie, iEMG, pracovní polohy

SUMMARY OF DISSERTATION SHEET

AUTHOR	Surname (including of Degrees) Ing. Kačerová	Name Ilona
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	Development of a model for the prediction of upper limb loading in production workers	

Faculty: Mechanical Engineering
 Department: Industrial Engineering and Management
 Submitted in: 2022

Number of pages (A4 a eq. A4)

Totally	103	Text part	103	Graphical part	0
----------------	-----	------------------	-----	-----------------------	---

BRIEF DESCRIPTION TOPIC, GOAL, RESULTS AND CONTRIBUTIONS	The dissertation deals with the measurement of local muscle load on the forearm, with a detailed focus on the differences in muscle load during the change of the working position of the upper limb and during the manipulation of different weights of the handled loads. The aim of the work is to develop a mathematical model for the prediction of muscle loading of the upper limbs.
KEY WORDS	Electromyography, iEMG, working postures

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 Pracovní činnost	17
2.2 Pracovní prostředí a jeho vliv na výkonost pracovníka	17
2.3 Pracovní zátěž a její hodnocení	19
2.3.1 Psychická zátěž a senzorická zátěž	21
2.3.2 Fyzická zátěž.....	22
2.4 Muskuloskeletální poruchy	29
2.5 Integrovaná elektromyografie	30
3 REŠERŠE ODBORNÝCH ČLÁNKŮ	34
3.1 Hodnocení lokální svalové zátěže – rameno, krk, deltoid, předloktí	35
3.2 Hodnocení svalové zátěže ramene, krku a deltoidu při práci u počítače	37
3.3 Kinematika robotické končetiny a umělé paže za využití iEMG.....	38
3.4 Muskuloskeletální poruchy způsobené repetitivními pohyby horních končetin	42
4 SHRUTÍ POZNATKŮ A TEORETICKÝCH VÝCHODISEK PRÁCE.....	49
5 CÍL DISERTAČNÍ PRÁCE A HYPOTÉZY	52
6 NÁVRH VÝZKUMU HODNOCENÍ LOKÁLNÍ SVALOVÉ ZÁTĚŽE S OHLEDEM NA PRACOVNÍ POLOHU HORNÍ KONČETINY	53
6.1 Popis experimentů	53
6.1.1 Flexe ramenního kloubu	54
6.1.2 Abdukce ramenního kloubu	55
6.2 Způsob sběru a vyhodnocení dat	56
6.3 Rizika spojená s realizací výzkumu	57
6.4 Výzkumný vzorek	58
7 POUŽITÉ VĚDECKÉ METODY	60
7.1 Obecné vědecké metody.....	60
7.2 Specifické vědecké a statistické metody	60
7.2.1 Logistická regrese	61
7.2.2 ANOVA	61
7.2.3 Friedmenův test.....	62

7.2.4	Rozptyl.....	62
7.2.5	Krabicový graf (Boxplot).....	62
7.2.6	Test normality (Anderson Darlingův test)	63
7.2.7	Neparametrický párový test, jednostranný – Mann Whitney	63
8	VÝSLEDKY VÝZKUMU	64
8.1	Hypotéza 1 – svalové zatížení v případě předpažení a upažení	64
8.1.1	Způsob vyhodnocení	64
8.1.2	Výsledky pro svalové zatížení extenzorů.....	64
8.1.3	Výsledky pro svalové zatížení flexorů.....	74
8.1.4	Závěrečné hodnocení	82
8.2	Hypotéza 2 – závislost mezi úhlem, zátěží a svalovým zatížením.....	83
8.2.1	Testování předpokladů ANOVA	84
8.2.2	Statistické vyhodnocení	84
8.2.3	Závěrečné hodnocení	87
8.3	Hypotéza 3 – predikční model svalového zatížení předloktí	87
8.3.1	Příprava dat a jejich vyhodnocení pro tvorbu modelu	87
8.3.2	Popis modelu pro predikci svalového zatížení předloktí	88
8.3.3	Spolehlivost modelu a využití v praxi.....	90
8.3.4	Závěrečné hodnocení modelu	91
9	PŘÍNOSY DISERTAČNÍ PRÁCE	92
9.1	Teoretický přínos práce	92
9.2	Praktický přínos práce	92
9.3	Doporučení pro další výzkum v dané problematice.....	93
	ZÁVĚR.....	95
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	97

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 2-1: Hlavní úkoly ergonomie [13]	15
Obrázek 2-2: Ergonomický program - Demingův kruh neustálého zlepšování [7]	16
Obrázek 2-3: Člověk - stroj – prostředí, přepracováno dle [5]	20
Obrázek 2-4: Hodnocení polohy horních končetin [30]	27
Obrázek 2-5: Polohy a pohyby ramen [34]	28
Obrázek 2-6: Amplituda a tvar křivky iEMG	31
Obrázek 2-7: iEMG Holter s příslušenstvím	32
Obrázek 2-8: Umístění elektrod na předloktí [47]	32
Obrázek 3-1: Nalepení elektrod a výsledné křivky [53]	37
Obrázek 3-2: Nalepení elektrod a pohyby v rámci experimentu [78]	40
Obrázek 3-3: Umístění elektrod [66]	41
Obrázek 3-4: Průběh a nastavení experimentu [67]	42
Obrázek 3-5: Umístění elektrod dle [79] a [81]	45
Obrázek 3-6: Průběh experimentu - flexe ramene bez rotace [76]	46
Obrázek 3-7: Úhly flexe lokte a ramene	47
Obrázek 3-8: Průběh experimentu [82]	47
Obrázek 6-1: Flexe HK do 40°	54
Obrázek 6-2: Flexe HK do 60°	54
Obrázek 6-3: Flexe HK do 80°	55
Obrázek 6-4: Abdukce HK do 40°	55
Obrázek 6-5: Abdukce HK do 60°	56
Obrázek 6-6: Abdukce HK do 80°	56
Obrázek 7-1: Popis boxplotu - krabicového grafu [68]	62
Obrázek 8-1: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - extensory	65
Obrázek 8-2: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - extensory ...	66
Obrázek 8-3: Boxploty – výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - extensory	67
Obrázek 8-4: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - extensory ...	67
Obrázek 8-5: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - extensory	68
Obrázek 8-6: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - extensory ...	69
Obrázek 8-7: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - extensory	70
Obrázek 8-8: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - extensory	70
Obrázek 8-9: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - extensory	71
Obrázek 8-10: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - extensory ..	72
Obrázek 8-11: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - extensory	73
Obrázek 8-12: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - extensory ..	73
Obrázek 8-13: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - flexory	74
Obrázek 8-14: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - flexory	75
Obrázek 8-15: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - flexory	76
Obrázek 8-16: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - flexory	76
Obrázek 8-17: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - flexory	77
Obrázek 8-18: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - flexory	78
Obrázek 8-19: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - flexory	79

Obrázek 8-20: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - flexory.....	79
Obrázek 8-21: Boxploty -výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - flexory.....	80
Obrázek 8-22: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - flexory.....	81
Obrázek 8-23: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - flexory.....	82
Obrázek 8-24: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - flexory.....	82
Obrázek 8-25: Boxploty - závislost zátěže a úhlu.....	85
Obrázek 8-26: Boxploty - úhel v rameni.....	85
Obrázek 8-27: Boxploty - váha manipulovaného břemene.....	86

SEZNAM TABULEK

Tabulka 2-1: Hygienické limity - hmotnost ručně manipulovaného břemene [30]	24
Tabulka 3-1: Autoři zabývající se problematikou muskuloskeletálních poruch a opakovaností pohybů – zápěstí, předloktí	43
Tabulka 3-2: Autoři zabývající se problematikou muskuloskeletálních poruch a opakovaností pohybů - rameno	44
Tabulka 6-1: Vzorek - muži	58
Tabulka 6-2: Vzorek - ženy.....	59
Tabulka 8-1: Výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - extensory.....	65
Tabulka 8-2: Výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - extensory.....	66
Tabulka 8-3: Výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - extensory.....	68
Tabulka 8-4: Výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - extensory	69
Tabulka 8-5: Výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - extensory	71
Tabulka 8-6: Výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - extensory	72
Tabulka 8-7: Výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - flexory.....	74
Tabulka 8-8: Výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - flexory.....	75
Tabulka 8-9: Výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - flexory.....	77
Tabulka 8-10: Výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - flexory	78
Tabulka 8-11: Výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - flexory	80
Tabulka 8-12: Výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - flexory	81
Tabulka 8-13: Souhrnné výsledky vyhodnocení hypotézy H1	83
Tabulka 8-14: Rozptyl hodnot - úhel	84
Tabulka 8-15: Rozptyl hodnot 2 – váha	84
Tabulka 8-16: Friedmanův test – výsledky 1	86
Tabulka 8-17: Friedmanův test - výsledky 2.....	87
Tabulka 8-18: Výběr modelu pro H3	88
Tabulka 8-19: Parametry vybraného modelu	89
Tabulka 8-20: Přepočet koeficientů	90
Tabulka 8-21: Správnost zařazení naměřené pozice z testovacího souboru.....	90
Tabulka 8-22: Diskuze ke spolehlivosti	90

SEZNAM ZKRATEK

BMI	Body Mass Index – index tělesné hmotnosti
CIPD	Chartered Institute of Personnel and Development
ČSN	Česká technická norma
EMG	Elektromyografie
EN	Evropská norma
Fmax	Maximální svalová síla
FJM	Fit the Job to the Man
FMJ	Fit the Man to the Job
HK	Horní končetina
iEMG	Integrovaná elektromyografie
LHK	Levá horní končetina
MOST	Maynard Operation Sequence Technique
MTM	Methods-Time Measurement
N	Newton
NV	Nářízení vlády
OOPP	Ochranné osobní pracovní prostředky
OWAS	Ovako Working posture Analysis Systém
PHK	Pravá horní končetina
RULA	Rapid Upper Limb Assessment
REBA	Rapid Entire Body Assessment
Sb.	Sbírky
SE	Standardní chyba odhadu
SZÚ	Státní zdravotní ústav
SW	Software
WOS	Web of Science
WRULD	Work-Related Neck And Upper Limb Disorders

GLOSÁŘ

ABDUKCE	Pohyb od těla (u ramene upažování)
ADDUKCE	Pohyb směrem k tělu (u ramene připažování)
ANOVA	Analýza rozptylu
BOXPLOT	Krabicový graf
DYNAMOMETR	Siloměr
ELEKTROMYOGRAFIE	Elektrodiagnostická metoda, která slouží k diagnostice poruch nervosvalového aparátu
EXTENZE	Natahování
EXTENSOR	Natahovač
FLEXE	Ohýbání
FLEXOR	Ohybač
MUSCULUS EXTENSOR DIGITORUM	Natahovač prstů
MUSCULUS FLEXOR CARPI RADIALIS	Zevní ohýbač zápěstí
MUSKULOSKELETÁLNÍ	Svalově-kosterní
NEPŘÍMÁ KALORIMETRIE	Metoda, která měří množství vydechovaného vzduchu, provádí se analýza spotřebovaného kyslíku a uvolněného oxidu uhličitého
OWAS	Ergonomická metoda pro kontrolu pracovní polohy a postoje pracovníka
REBA	Ergonomická analýza, který hodnotí muskuloskeletální aparát
RULA	Ergonomická analýza pro hodnocení muskuloskeletálního aparátu s detailním zaměřením na horní část těla (ruce, trup, krk)
VENTILOMETRIE	Metoda, která měří množství vydechovaného vzduchu, předpokládá se, že v rozmezí plicní ventilace je poměrně stále využití kyslíku z vdechovaného vzduchu

ÚVOD

Navzdory příležitostem, které přináší zavádění automatizovaných řešení do průmyslových podniků, je většina montážních a výrobních procesů stále prováděná manuálně. Zároveň se může zdát, že v dnešní době rozsáhlé robotizace role člověka ve výrobě přestává být podstatná, opak je však pravdou, protože člověk z pracovního procesu nikdy nezmizí úplně, ale bude zastávat jiné pracovní pozice než doposud.

Pracovní zátěž je pojem, který jen tak nevyrozumí, je to souhrn vnějších podmínek, požadavků a okolností, které ovlivňují fyziologický a psychický stav daného pracovníka. Následky pracovní zátěže na zdraví pracovníka jsou způsobovány škodlivými vlivy, které na člověka působí během práce. Fyzicky náročná práce, zaujímání nevyhovujících pracovních poloh a repetitivnost pohybů se stává příčinou vzniku muskuloskeletálních onemocnění, které negativně ovlivňují nejenom zdraví pracovníků, ale také ekonomickou situaci daného podniku. S tím souvisí i stárnutí pracovní síly, protože s rostoucím věkem dochází i k zásadním fyziologickým změnám, jako je snížení svalové síly či fungování senzomotorických funkcí člověka. Každého jednotlivce však ovlivňuje stárnutí odlišným způsobem a je potřeba s těmito rozdíly pracovat. Díky stárnutí pracovní síly dochází k postupnému snižování pracovního výkonu. Právě ergonomie může výrazně přispět k eliminaci rizik způsobených neadekvátní interakcí mezi pracovníkem, pracovním prostředím a pracovními prostředky a sloužit jako nástroj k oddálení fyzického stárnutí pracovní síly.

Evropská legislativa, národní předpisy a mezinárodní standardy nutí společnosti opakovaně a průběžně vyhodnocovat ergonomická rizika na pracovištích a zavádět opatření pro snížení negativního vlivu na zdraví pracovníků. V současnosti existuje mnoho zákonů, norem a nařízení, které pracovníky chrání proti přetěžování, ať už se jedná o přetěžování chemického, biologického či fyzikálního charakteru. Jedno z nejobsáhlejších nařízení, které stanovuje podmínky ochrany zdraví při práci v České republice je Nařízení vlády č. 361/2007 Sb., jehož obsahem jsou mimo jiné limity fyzické zátěže pracovníků, které by v rámci pracovní směny měly být dodržovány. V případě, že limity dodržovány nejsou, je u pracovníků možný vznik nemoci z povolání či jiných zdravotních komplikací – nejčastěji se jedná o syndrom karpálního tunelu, onemocnění kloubů či svalů horních končetin. Právě přetěžování pracovníků a možný vznik nemoci z povolání je v dnešní době velmi diskutovaným problémem.

Disertační práce se zabývá problematikou zátěže u výrobních pracovníků, s detailním zaměřením na zátěž fyzickou, svalové zatížení předloktí a pracovní polohy horních končetin.

1 CHARAKTERISTIKA ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Ergonomie pracoviště má velký vliv na produktivitu a zdravotní stav pracovníků. Touto problematikou se začali zabývat autoři Burton a kol. již v roce 1999, kteří provedli studii zaměřenou na vliv vzniku nemoci z povolání na produktivitu pracovníků. Zaměstnavatelé obvykle spojují náklady spojené se zdravotními problémy zaměstnanců s přímými náklady na zdravotní péči, náklady nepřímé však obvykle nebyly měřeny. Tento výzkum přinesl jedno zajímavé zjištění a to, že se zvyšujícím se počtem zdravotních rizik klesala produktivita zaměstnance, čímž průmyslový podnik přicházel o ušlé zisky. [1] Náklady vynaložené na preventivní programy jsou velmi často nižší, než částky vynaložené na řešení vzniklých negativních situací. [2] Michels na základě dat z Americké Národní bezpečnosti, pracovních úrazů a nemocí z povolání zjistil, že nevhodná ergonomie a nemoci z povolání stojí ekonomiku Spojených států amerických každoročně 198 miliard dolarů, což je více jak půl miliardy dolarů denně. Zaměstnavatelé, kteří jsou ochotni investovat do preventivních programů spojených s ergonomií, jsou tak schopni velmi významných úspor, a to nejenom na úrovni národní ekonomiky, ale také v rámci vnitropodnikového hospodářství. [3] Prevence a preventivní programy nepřinášejí výhody nejen pro zaměstnance (snížení úrazovosti, nemocnosti apod.), ale také pro zaměstnavatele. Z výzkumu vyplynulo, že každý dolar, který je zaměstnavatelem do preventivního programu investován, je vrácen až šestinásobně. [4]

V České republice je pojem „prevence rizik“ přímo definován v Zákoníku práce Ustanovení § 102 odst. 2. popisuje však všechna opatření vyplývající z právních a ostatních předpisů k zajištění ochrany zdraví při práci a z opatření zaměstnavatele, která mají za cíl předcházet rizikům, odstraňovat je, případně minimalizovat působení neodstranitelných rizik na pracovníky. [5] Jedná se tedy o jakousi implementaci nápravných opatření namísto možného vzniku nemoci z povolání a ohrožení života zaměstnanců. [6] Standardně je pracovní zátěž rozdělována na tři typy – fyzickou, psychickou a senzorickou. Fyzická zátěž je definována jako zátěž, při které jsou využívány svaly člověka, zároveň je ovlivňována rozsahem svalových skupin a jejich činnostmi a také energetickým výdejem samotného pracovníka. Taktéž při výkonu práce působí řada vlivů také na lidské kognitivní a psychické procesy, které mohou tuto činnost negativně ovlivnit a snížit pracovní schopnosti pracovníka. Nejhorší možností je kombinace všech tří zmíněných pracovních zátěží. V České republice, ale ani v mnohých evropských státech neexistuje doposud žádná oficiální nemoc z povolání, která by byla způsobena psychickým či senzorickým zatížením. Téma psychické zátěže je velmi neprobádané a není vypracována dostatečná metodika pro její hodnocení. Bohužel není téma psychické zátěže vhodné pro výzkum na Fakultě strojní, což byl i jeden z důvodů, proč bylo toto téma v rámci disertační práce probíráno spíše okrajově.

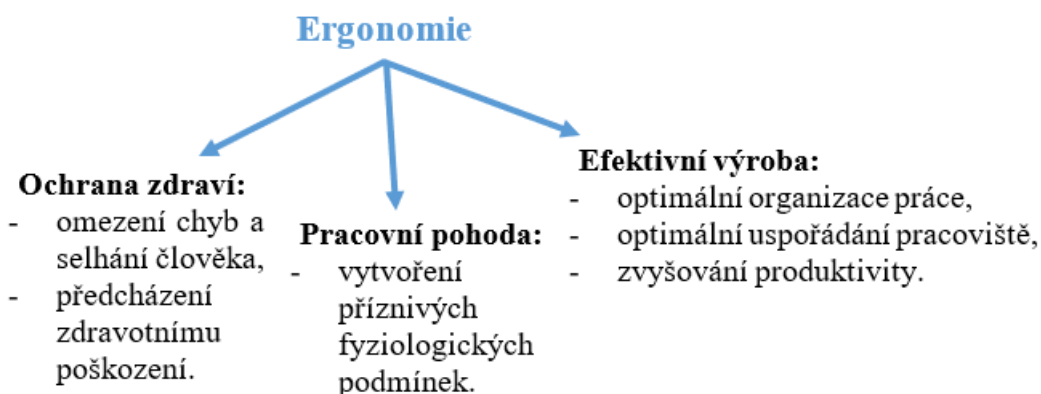
Disertační práce „*Tvorba modelu pro predicki zatížení horních končetin u výrobních pracovníků*“ se zaměřuje především na problematiku měření lokální svalové zátěže při manipulaci s různými břemeny do různých pracovních poloh, které se standardně v průmyslovém prostředí vyskytují. Primárním cílem práce je vytvořit model závislosti pracovní polohy ramenního kloubu na svalovém zatížení předloktí.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU PROBLEMATIKY

V úvodu práce je třeba definovat pojem ergonomie, ten má základ v řeckém „ergon“ = práce a „nomos“ = zákon, pravidlo. Její počátky lze nalézt již v raných fázích vývoje lidstva. Nejednalo se však o pojetí ergonomie jako známe dnes, nýbrž o jednoduché uzpůsobování pracovních nástrojů potřebám jejich uživatele. Za první primitivní ergonomické operace lze považovat úpravu lidských obydlí pro zvýšení jejich pohodlí. Největší progres proběhl v meziválečném a válečném období 20. století. Pohled na ergonomii se v průběhu jejího vývoje velmi změnil, na přelomu 20. a 21. století dominoval především rozvoj pokročilých systémů automatického řízení, automatika a výpočetní technika, v dnešní době je však kladen důraz na pracovní rizika, bezpečnost a pracovní pohodu. [7] Do středu zájmu je v dnešní době na rozdíl od mechanocentrického přístupu stavěn člověk, jakožto nejhodnotnější, avšak nejzranitelnější prvek pracovního systému. [8] Zároveň došlo k humanizaci techniky, technika se přizpůsobuje člověku, nikoliv člověk ji. V minulosti byla ergonomie ovlivňována technologií, v dnešní době je trend opačný, technologie je ovlivňována ergonomií, jedná se o tzv. proactive design approach. [9] V zahraniční literatuře je tento pojem označován jako FMJ („Fit the Man to the Job“), či FJM (Fit the Job to the Man). [10]

Ergonomie má nespočet definic, za zmínku stojí například definice dle ČSN EN 614-1:2006, která zní: „Ergonomie se zabývá studiem vzájemných vztahů (interakcí) mezi lidmi a dalšími prvky systému. Ergonomie aplikuje teoretické poznatky, zásady, empirická data a metody pro navrhování zaměřené na optimalizaci pohody osob a celkovou výkonnost systému“ [11] či definice Mezinárodní ergonomické společnosti (IEA): „Ergonomie je vědecká disciplína, optimalizující interakci mezi člověkem a dalšími prvky systému a využívající teorii, poznatky, principy, data a metody k optimalizaci pohody člověka a výkonnosti systému.“ [12]

Ergonomii lze chápat jako nástroj pro zabezpečení efektivnější výroby a zajištění konkurenceschopnosti společnosti. Mezi její hlavní úkoly patří vytvoření jednak organizačních a technických podmínek pro zefektivnění lidské práce, ale také snížení nepřiměřené pracovní zátěže, zvyšování efektivní výroby a zvyšování pracovní pohody. To vše musí být zajištěno bez nebezpečí zdravotního poškození pracovníků. [13] Hlavní úkoly ergonomie jsou znázorněny na obrázku níže:

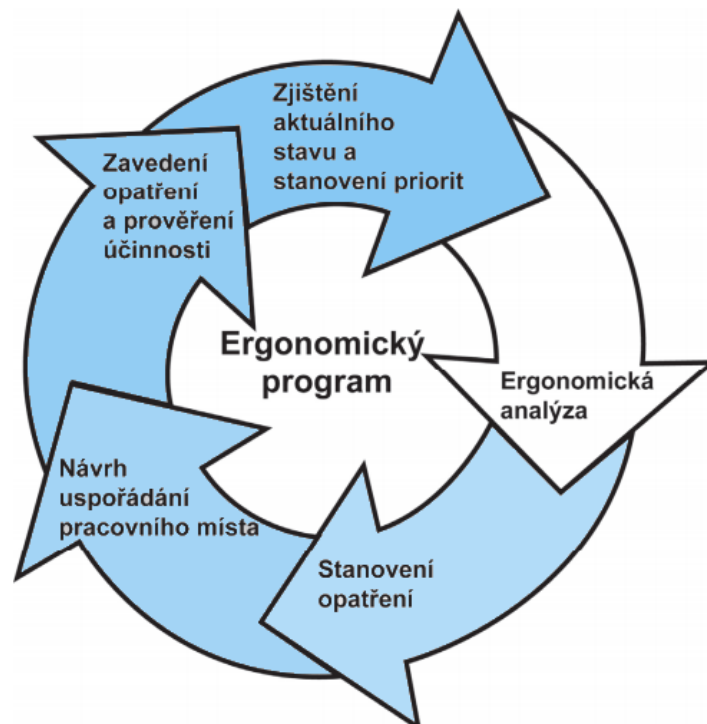


Obrázek 2-1: Hlavní úkoly ergonomie [13]

Důvody, proč v dnešní době společnosti respektují a dodržují ergonomické zásady, jsou především dva. Ergonomické zásady vychází z legislativních nařízení daných zemí a národních (mezinárodních) standardů. Firmy považují dodržování standardů a ergonomických pravidel za nutné tehdy, kdy jsou vyžadovány legislativou. [14] Pozitivní dopady, které s sebou ergonomická pravidla nesou. Společnosti se obvykle snaží dosáhnout dvou základních cílů. Cíle sociálního (lidský blahobyt) a cíle ekonomického (celkový výkon systému společnosti). Zároveň lze implementací ergonomických opatření také docílit výrazného zvýšení efektivity. [15] Díky ergonomii lze dosáhnout nejenom výrazného zlepšení efektivity výroby, ale také podpořit zdraví pracovníků, zajistit bezpečnost na pracovišti, či nalézt ten nejlepší a nejméně únavný způsob výkonu požadované práce. [16] Zároveň se díky ergonomii výrazně snižuje fluktuace pracovníků. Díky tomu, je ergonomie chápána jako silná konkurenční výhoda společnosti v boji o další zaměstnance. [15]

Velmi důležitou roli v této problematice hraje prevence. Zajímat se o problematiku ergonomie až v případě špatně nastaveného pracoviště a ve chvíli vzniku zdravotního problému je zcela nevyhovující. Je velmi důležité začlenit prevenci a preventivní programy na všechna pracoviště ve společnosti, a to tím způsobem, aby se staly jejich nedělitelnou součástí. [17]

Nezbytnou součástí je design pracoviště a tvorba pracovních postupů dle ergonomických standardů již v raném stádiu vývoje. Na tento krok navazuje činnost neustálé optimalizace pracoviště, a především míry rizik, které zde mohou vzniknout. K vizualizaci tohoto procesu lze využít například Demingův kruh neustálého zlepšování. [7]



Obrázek 2-2: Ergonomický program - Demingův kruh neustálého zlepšování [7]

2.1 Pracovní činnost

Z teoretického hlediska je vhodné nejprve definovat pojem práce. Definice tohoto pojmu se liší autor od autora, od teoretického popisu až k praktickému významu daného pojmu. Níže je popsáno několik definic, které je možné nalézt při studiu literatury, která se týká pracovní zátěže pracovníků.

Provazník (2002): „*Práce je základem seberealizace člověka, ale i základem jeho uplatnění ve společnosti.*“ [18]

Křivohlavý (2006) uvádí, že práci jako takovou lze chápat z několika možných hledisek. Fyzicky vzato je práce jednoznačný fyzikální jev. Ekonomové ji na druhou stranu berou jako zdroj příjmu a je to jeden ze stěžejních bodů jejich finančního vidění světa. Psychologové se na práci dívají jako na činnost, která je udržována v chodu ne okamžitou odměnou, ale určitou formou osobní zainteresovanosti a interní ukázněnosti a disciplíny. Celkově lze práci chápat jako ovládnutí vlastní vůle, řízení vlastní iniciativy často ve službě externích pobídek a odměn. [19]

Kohoutek a Štěpaník (2000) definovali práci jako soubor základních lidských činností, kterými člověk pozměňuje své okolí, ať už se jedná o společnost, ale také přírodu a sebe samotného. Člověk pozměňuje své duševno, svou osobnost, což jsou vlivy, které poté mohou ovlivnit průběh pracovní činnosti. Jedná se o uvědomělou aktivitu, která je zaměřena na utváření hmotných a duchovních hodnot a pomáhá vytvářet svět kultury a přetvářet přírodu. [20] Armstrong (2005) definuje práci jako účelové vynakládání úsilí a použití znalostí a dovedností člověka. Větší část populace pracuje proto, aby si vydělala na obživu, lidé ale také pracují kvůli uspokojení jejich dalších potřeb, například děláním něčeho užitečného, kvůli pocitu úspěchu, prestiž, příležitost rozvíjet a využívat své schopnosti, kvůli pocitu moci či zařazení do společnosti. [21]

2.2 Pracovní prostředí a jeho vliv na výkonost pracovníka

Produktivita pracovníka je důležitým faktorem nejenom hospodářského růstu, ale také jeho zdraví. Produktivita hraje klíčovou roli při popisu obchodních příležitostí podniku a může být také zásadní při určování klíčových faktorů, které popisují to, jak zdravá, nebo nezdravá pracující populace je. Pojem produktivita má několik významů například význam ekonomický – počet odpracovaných hodin, počet vyrobených kusů apod., ale lze ji vidět také z hlediska účinnosti – počet výstupních jednotek na počet vstupů. Produktivita jako taková je obvykle diskutována z hlediska ekonomického (viz výše) a produktivita stavu pracovníka (například, když je pracovník nemocný, neschopen práce, trpí muskuloskeletálními poruchami apod.) byla obvykle podceňována. [22] Zlom nastal v roce 2000, kdy O'Donnell vytvořil koncepční propojení mezi zvýšenou produktivitou a zvýšenou fyzickou a emoční schopností. Následně se této problematice věnovalo několik studií, které potvrdily vztah mezi těmito faktory. [23]

Nedílnou součástí úspěšného uskutečňování pracovních procesů a produktivity práce je bezesporu pracovní prostředí. To lze vymezit z několika různých hledisek. Například ve vztahu k životnímu prostředí lze prostředí na pracovišti definovat jako tu část, v níž se člověk pohybuje během pracovního procesu, čímž se rozumí souhrn všech materiálních

podmínek pracovní činnosti – stroje, technické zařízení, vybavení pracoviště apod., které v návaznosti na ostatní podmínky (např. organizační podmínky) produkuje faktory ovlivňující pracovníka v pracovním procesu. Toto pojetí pracovního prostředí je čistě technokratické, nebere v potaz další faktory, které člověka při práci ovlivňují, jako je například společenské klima na pracovišti a v podniku, osobní vztahy, forma spolupráce mezi kolegy aj. To má za následek snižování úlohy člověka ve výrobním procesu a snižování jeho potřeb aktivizace. [24]

Vliv pracovního prostředí má bezesporu vliv nejen na pracovní výkon, ale také na oblast biologickou a morální. Nepříznivé pracovní prostředí může vést ke ztrátám, ke kterým může docházet například:

- Vlivem vysoké pracovní absence, ať už se jedná o důsledek úrazu na pracovišti, či nemoci z povolání.
- Vlivem velké fluktuace pracovníků, ta je obvykle způsobena jejich nespokojeností s prostředím společnosti, nebo je vyvolána nutností přesunovat pracovníky z míst, kde jsou vystaveni škodlivým fyzikálním a jiným vlivům.
- Vlivem poklesu produktivity práce, ta je zapříčiněna nízkou fyzickou a psychickou kondicí pracovníků v důsledku negativních fyzikálních, případně chemických vlivů prostředí.
- Dále vlivem kratší životnosti výrobních zásob, růstu počtu poruch a nehod i jejich závažností.

Jak již bylo zmíněno výše, právě vlastnosti a dispozice pracoviště ovlivňují to, jak pracovníci plní zadané pracovní úkoly, což úzce souvisí s pracovní výkonností. Výkonnost lze chápat také jako určitou připravenost pracovníků udávat určité výkony. Ten se samozřejmě v čase mění a závisí mimo jiné také na množství a namáhavosti řešených úkolů, na průběhu směny, pracovního dne/týdne, ročním období apod. Výkon je zároveň ovlivněn zdravotním stavem pracovníka, a to jak fyzickým, tak také psychickým. [25]

Obecně lze říci, že pracovní výkonnost je ovlivněna celou řadou činitelů, Provazník a kol. (2002) je rozděluje na:

- **technické, ekonomické a organizační podmínky práce** - úroveň technického vybavení pracoviště, stroje, nástroje, výrobní zařízení, celková úprava a layout pracoviště, layout strojů a strojních zařízení, uplatňované technologické postupy, vnější fyzikálně chemické podmínky pracovního prostředí, úroveň hygieny a bezpečnost práce, způsob přidělování práce a její organizace a kontrola, odměňování pracovníků, pracovní doba, směnnost – nepřetržitost provozu, autorka si dovoluje mezi organizační determinanty přidat ergonomii pracoviště,
- **společenské podmínky** - způsob práce s lidmi, úroveň a kvalita vedení, úroveň a kvalita sociálních vztahů, podmínky osobního a rodinného života pracovníků apod.,
- **osobní determinanty** - tělesné a duševní předpoklady pracovníka, odborná připravenost, kvalifikace, osobnostní vlastnosti, morálka, motivace, zdravotní stav apod.,

- **situační podmínky** - celospolečensky významné události, podnikové vlivy, mimořádné rodinné či osobní události apod. [18]

Je potřeba odlišovat odlišné parametry u práce svalové, smyslové či duševní. V případě výrobních pracovníků se převážně jedná o práci svalovou, kde je třeba klást nároky na fyzickou náročnost práce. Její namáhavost bývá vyjadřována velikostí energetické spotřeby za směnu. Výkonnost výrobních pracovníků závisí především na jejich pohybových schopnostech, mnohdy je vyžadována síla a vytrvalost pracovníka. Výsledky práce jsou obvykle průběžně měřitelné a výkon pracovníka lze jednoduše vyjádřit pomocí výkonové křivky. Je třeba si uvědomit, že se výrazně liší, zda se jedná o práci lehkou, středně těžkou či těžkou. [25]

Výkonové křivky pomáhají stanovit časový průběh změn ve výkonu pracovníků a tím zjistit délku trvání specifických etap. V případě středně těžké práce uvádí Štikar a kol. (2003) tento cyklus:

- rozpracování se,
- přivyknutí,
- aktivace,
- únava.

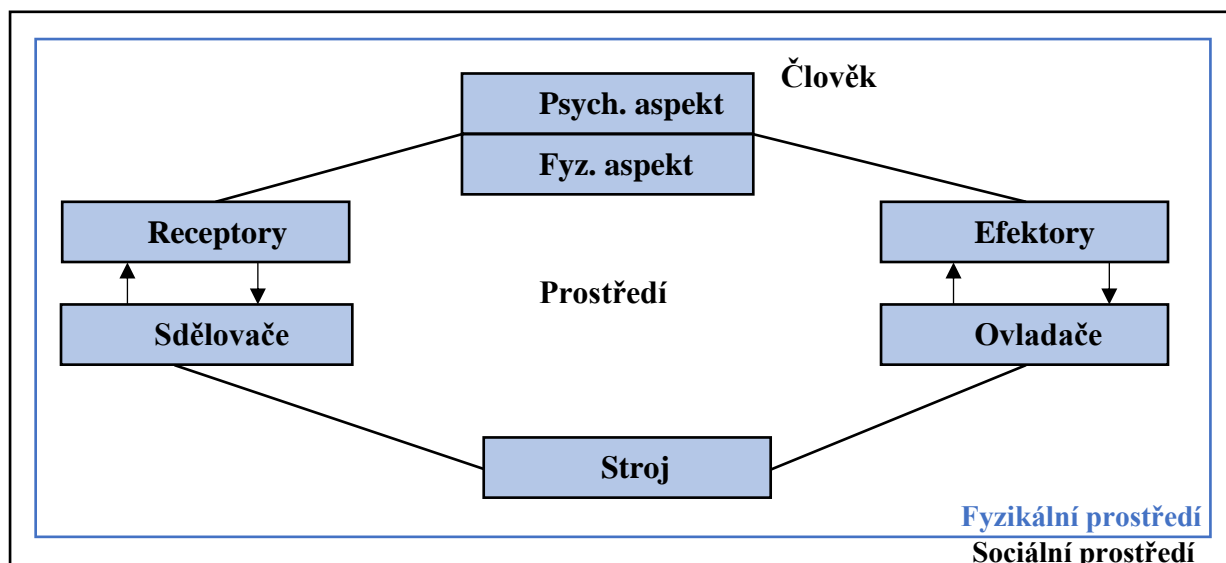
Únava je pojem, který označuje pokles připravenosti pracovníka k určité činnosti, vzniká nerovnováhou ve vnitřním prostředí organismu. Tento pojem by neměl být nadřizenými podceňován, protože právě únava je problematickým prvkem celého cyklu. Její odstranění je možné přerušením nebo změnou činnosti tak, aby bylo možné pracovníkovo zotavení. Je třeba si uvědomit, že existuje únava fyzická, neuropsychická a duševní a únava emociální, s tím, že jednotlivé druhy únav se mohou kombinovat. V rámci práce by měli mít pracovníci možnost přestávek, ty mají pro pracovníky veliký význam, a to především na omezení energetického výdaje, čímž roste produktivita práce, snížení proměnlivosti výkonu, snížení únavy a snížení jednotvárnosti práce. Důležitá je také podpora kladného vztahu k práci.

Na závěr podkapitoly je třeba zmínit, že fyzikální faktory lze objektivně měřit, jejich dodržování je upraveno legislativou – hygienickými předpisy, či technickými normami. Měření a hodnocení sociálních faktorů je naopak velmi obtížné, není pro ně stanoveno mnoho závazných předpisů a projektování v této oblasti je pro praxi těžké. [24]

2.3 Pracovní zátěž a její hodnocení

Pojem pracovní zátěž může být definována mnoha definicemi, vypsány budou některé z nich, například ČSN ISO 6385 definuje pojem pracovní zátěž následovně: „*Souhrn vnějších podmínek, okolností a požadavků v daném pracovním systému, které ovlivňují fyzický, fyziologický a psychický stav člověka.*“

Systém člověk – stroj – prostředí má v nejjednodušším grafickém pojetí tuto podobu:



Obrázek 2-3: Člověk - stroj – prostředí, přepracováno dle [6]

Psychické i fyzické aspekty ovlivňují zátěž člověka. Obojí působí určitým způsobem na pracovníka. Pracovník díky psychické či fyzické zátěži nemusí být dostatečně výkonný, zvyšuje se zmetkovitost apod. Psychická zátěž je však těžce měřitelná a hůře definovatelná, její odstranění je podstatně složitější. Je však zcela spjata se zátěží fyzickou a na pracovníky má podstatný vliv. Tyto dva aspekty nelze separovat, měřitelný je však pouze jeden – fyzické zatížení.

Podobné definice využívají i někteří další autoři, například Mikuláščík (2015), který pracovní zátěž označuje synonymem stres, zároveň udává, že je pracovní zátěž možno chápat jako pracovní nároky, které jsou kladeny na pracovníka a způsob, jakým je pracovník zvládá a jak tyto nároky působí na pracovníkovu psychiku. Je důležité podotknout, že pojem stres není v tomto případě chápán ve smyslu klinickém, i když je třeba v extrémnějších pracovních podmínkách nutno chápat pracovní zátěž jako situaci nerovnováhy a důsledky se rovněž mohou u pracovníka kumulovat a negativně tak působit na organismus zaměstnance. [26]

Jedná se o souhrn požadavků a vnějších podmínek v daném pracovním systému, které ovlivňují fyzický a psychický stav člověka. Každá činnost je pro organismus člověka značnou zátěží. Pokud stupeň zátěže překročí hodnotu, která narušuje úroveň pracovní pohody daného člověka, jedná se o přetížení. Pracovní zátěž zahrnuje jak psychickou zátěž, tak zátěž fyzickou, kterou lze objektivně měřit v definovaných jednotkách. [27]

Obě tyto zátěže můžeme dělit na:

- **Optimální** – zátěž je v ideálních hodnotách a umožňuje přesně a bezpečně vykonávat pracovní činnost,
- **Mírná** – člověk pocítuje narušení pracovní pohody a dlouhodobou únavu, některé faktory zátěže překročily optimální hodnotu,
- **Nepříjemná** – stupeň zátěže překročil povolené hodnoty, pracovní výkon je nemožný, dochází k nevratným následkům a ohrožení zdraví člověka.

Podle velikosti (úrovně) pracovní zátěže se vždy dostaví únava. Na krátkou dobu je možné únavu přemáhat vůlí, avšak k jejímu odstranění je třeba dostatek odpočinku a pravidelné přestávky v práci. [28]

2.3.1 Psychická zátěž a senzorická zátěž

Při výkonu práce působí řada vlivů na lidské kognitivní a psychické procesy, které mohou tuto činnost negativně ovlivnit a snížit pracovní schopnosti pracovníka. Psychickou zátěž lze definovat jako faktor zatěžující organismus a proces psychického vnímání a zpracování požadavků pracovního okolí. Pracovním okolím či prostředím jsou veškeré události, společenské vazby a požadavky, které pracovníka obklopují.

Slamková a kol. rozlišuje tři typy psychické zátěže:

- **Senzorická zátěž** – zátěž, která zatěžuje smyslové orgány, zejména sluch a zrak a jejich centrální nervový systém,
- **Mentální zátěž** – představuje zvýšené nároky na pozornost, představivost a paměť, stejně jako na zpracování přijímaných informací,
- **Emoční zátěž** – odezva způsobená afektivním prožíváním a stresem.

Všechny typy se mohou vzájemně prolínat. U kombinace senzorické a mentální zátěže je možné u pracovníka pozorovat fyziologické změny, jako například napětí svalů, změna teploty i zbarvení kůže. Tyto stavy se projevují během pracovního procesu a také po jeho skončení. Lze je členit i na bezprostřední, krátkodobé a chronické. [28]

Psychickou zátěž lze též definovat jako proces psychického zapracování se vyrovnávání s požadavky (prostředím je myšleno vše, co pracovníka obklopuje, a to včetně všech společenských vazeb aj.). Podle Státního zdravotního ústavu se psychická zátěž řadí mezi tzv. psychologické faktory práce. Tento faktor zahrnuje psychickou pracovní zátěž, patologické vztahy – mobbing, šikanu, bossing, psychosociální stres na pracovišti aj. Psychosociální faktory se v rozvinutých zemích stávají významnými pracovními riziky. [29] Česká legislativa charakterizuje psychickou zátěž těmito jevy – práce spojená s monotonií, práce ve vnuceném pracovním tempu, práce vykonávaná pouze v noční době, práce ve třisměnném nebo nepřetržitém pracovním režimu. [30]

Při pracovním procesu se vždy postupně snižuje výkon pracovníka. Dochází k únavě svalů a psychiky, tvorbě chyb, snížení pozornosti, zájmu o práci, poté přichází pocit unavenosti. Vzniká potřeba regenerace a odpočinku. Únava rychle zmizí, pokud se naruší ustálené stereotypy, úkony a také prostředí výkonu práce. Důležité jsou také pravidelné přestávky a výměna spolupracovníků. Dále je třeba definovat pojem monotonie, jedná se o stav snížení aktivity, objevující se v průběhu dlouhodobé jednotvárné a opakované pracovní činnosti. Projevuje se pocitem únavy, sníženou reakční schopností a kolísáním výkonnosti. Dalším pojmem je pojem stres. Jedná se o reakci těla na vnitřní a vnější faktory – stresory. Tato reakce uplatňuje obranné mechanismy, které umožňují přežití. Ve vypjatých situacích je člověk schopný racionálně uvažovat a rozhodovat se na úkor potlačení emocí. Ke stresu dochází při překročení individuální hranice zátěžové tolerance. Stres se projevuje

třesením, zvýšenou svalovou aktivitou a druhotně zvýšenou četností chyb, úrazů a zhoršením pracovního výkonu. [28]

Nadměrné nároky na člověka se mohou týkat všech zmíněných forem zátěže, přičemž se vše odehrává ve vzájemné spojitosti. Při zvýšené senzorické a mentální zátěži lze zaznamenat fyziologické změny zejména na úrovni periferního nervového aparátu, projevující se napětím kosterních svalů, změnami průtoku krve kožními kapilárami (červenání, blednutí), změnami teploty kůže i elektrické aktivity kůže. Náhlá emoce představuje akutní stres ve smyslu zvládnutí nových emočně náročných situací. [31]

Psychickou zátěž lze klasifikovat obdobně jako ostatní hodnocené kategorie.

- **Kategorie 1:** Psychická zátěž, při které není pravděpodobné ovlivnění zdraví pracovníka, jeho subjektivního stavu a výkonnosti.
- **Kategorie 2:** Psychická zátěž, při které může u pracovníka docházet pravidelně k dočasným ovlivněním subjektivního stavu a jeho výkonnosti.
- **Kategorie 3:** Zátěž, při níž nelze vyloučit vliv na zdravotní rizika pracovníka.

Psychickou zátěž lze hodnotit několika faktory, nejčastěji je však využívána forma dotazníků, za zmínění stojí například Meisterův dotazník (W. Meister ze Zentralinstitutu für Arbeitsmedizin v Berlíně). Ten slouží k hodnocení vlivů pracovní činnosti na psychiku pracovníků. Jedná se o orientační vyšetření pracovní psychiky, dá se zadávat skupinově, ale také individuálně. [32] Psychiku člověka ovlivňuje i fyzický stav jeho těla a je potřeba s těmito faktory pracovat dohromady, nikoliv separátně. Problematika fyzické zátěže je definována v kapitole níže.

2.3.2 Fyzická zátěž

Fyzická zátěž je práce, kterou vykonávají svaly. Je ovlivňována rozsahem svalových skupin a jejich činnostmi a také spotřebou energie. Lze ji rozdělit na:

- **Statickou** – je charakteristická tím, že jsou svaly stažené a v této poloze zůstávají určitou dobu. Svaly nejsou dostatečně zásobované krví s kyslíkem a jsou přetížené. Z časového hlediska se jedná o statickou zátěž, pokud je sval stažený déle než 3 vteřiny.
- **Dynamickou** – tato zátěž je naopak charakterizována střídavým zapojováním svalových skupin a tím i napětím v těchto skupinách. [27]

Dynamická zátěž je na rozdíl od statické méně zatěžující. Po ukončení statické zátěže potřebují svaly čas na regeneraci. Stupeň zátěže je samozřejmě závislý na silových schopnostech člověka, stejně také na pohlaví, věku a schopnosti regenerace svalových skupin. [27][28]

V rámci hodnocení fyzické zátěže se obecně posuzuje:

- **Celková fyzická zátěž** – zátěž při dynamické fyzické práci vykonávané velkými svalovými skupinami, při této činnosti je zatěžováno více než 50 % svalové hmoty.
- **Lokální svalová zátěž** – zátěž malých svalových skupin horních končetin.

- **Ergonomie pracovního místa - pracovní polohy** – zaujímání pracovních poloh. [30]

Detailní popis jednotlivých kategorií je popsán v podkapitolách níže.

2.3.2.1 Měření celkové fyzické zátěže

Jak již bylo řečeno výše, za celkovou fyzickou zátěž je považována zátěž při dynamické fyzické práci, která je vykonávána velkými svalovými skupinami, při které je zatěžováno více než 50 % svalové hmoty. Limity pro hodnocení celkové fyzické zátěže jsou součástí Nařízení vlády č. 361/2007 Sb.

K posuzování stupně fyzické zátěže je využíváno fyzikálních jednotek (hmotnost, síla), nebo fyziologických kritérií (energetický výdej, srdeční frekvence). Dlouhodobá únosnost je posuzována podle energetického výdeje a je závislá na faktorech zevního prostředí, pohlaví, věku, fyzické zdatnosti, možnosti střídání svalových skupiny, používání OOPP apod. V rámci průměrné osmihodinové pracovní směny je možné vykonávat práci se spotřebou 33 % aerobní kapacity, u sezónních prací je situace jiná, v tomto případě se připouští 50 % aerobní kapacity, pro krátkodobé úkony je to 75 % aerobní kapacity. Tyto informace vychází z pracovní spotřeby kyslíku, a to ve vztahu k maximální spotřebě kyslíku, tato informace je individuálně určována pomocí testů zdatnosti, případně z tabulek. [30]

Existuje několik rozdílných metod pro hodnocení energetického výdaje, a to:

- tabulková metoda,
- hodnocení energetického výdeje pomocí srdeční frekvence,
- ventilometrie,
- nepřímá kalorimetrie. [33]

Celkově se fyzická zátěž posuzuje podle energetické náročnosti vykonávané činnosti a pomocí hodnot energetického výdaje a srdeční frekvence. Od energetické náročnosti se dále odvíjí povinné hygienické limity, jako jsou např. limity energetického výdeje na směnu nebo přípustné hodnoty srdeční frekvence při výkonu fyzické zátěže pracovníka při práci. Tyto limity jsou odlišovány podle pohlaví a věku pracovníka. [30]

Vzhledem k energetické náročnosti spadá do hodnocení celkové fyzické zátěže také manipulace s břemeny.

Ruční manipulace představuje přemísťování břemen lidskou silou. Jedná se o energeticky značně náročnou a únavnou lidskou práci. Dle evropské legislativy se manipulací s břemenem rozumí přepravování nebo nošení břemene jedním nebo současně více zaměstnanci včetně jeho zvedání, pokládání, strkání, tahání, posunování nebo přemísťování, při kterém v důsledku vlastnosti 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. Existuje řada doporučení a testovacích metod k minimalizaci poškození zdraví při manipulaci, validace jednotlivých přístupů však nebyla ve velké většině jednoznačně prokázána. Základní determinanty limitů pro manipulaci s břemeny jsou kritéria výkonové kapacity člověka. [33]

Česká legislativa (zejména NV č. 361/2007 Sb. v platném znění) vychází z určitých fyziologických kritérií. Hygienické limity jsou určeny pro hmotnosti ručně manipulovaných břemen ve smyslu zvedání a přenášení. NV č. 361/2007 Sb. udává limity pro občasnou a častou manipulaci s břemeny. Občasná manipulace znamená celkovou dobu ruční manipulace s břemeny ve smyslu zvedání a přenášení do 30 min za průměrnou směnu, častá pak nad 30 minut. [30]

Přípustné hygienické limity pro ručně manipulovaná břemena jsou znázorněny v následující tabulce:

Tabulka 2-1: Hygienické limity - hmotnost ručně manipulovaného břemene [30]

Ruční manipulování s břemeny				
Pohlaví	Občasné [Kg]	Časté [Kg]	Vsedě [Kg]	Ve směně [Kg]
Muž	50	30	5	10 000
Žena	20	15	3	6 500

Při posuzování ruční manipulace je třeba zohlednit některé údaje, a to například:

- údaje o pracovníkovi – pohlaví, věk, zdravotní stav, fyzická kondice,
- vertikální a horizontální vzdálenost manipulace,
- frekvence (četnost) manipulace,
- pracovní poloha a časové charakteristiky manipulace,
- úhel asymetrie,
- možnost a způsob úchopu,
- pracovní podmínky, stav podlahy, terén,
- horizontální vzdálenost břemena od těla.

Zároveň existují určité faktory, které mají vliv na vznik onemocnění z přetěžování při ruční manipulaci, ty jsou následující:

- **pracovník** – věk, pohlaví, psychomotorika, pracovní zkušenost, zácvik pracovníka, pracovní návyky, úroveň ergonómických znalostí, zdravotní stav, mimopracovní aktivity (které bývají často opomíjeny), zdatnost a individuální faktory jednotlivce,
- **charakter práce** – hmotnost břemen, tvar a velikost břemen, úchopové možnosti, stabilita nákladu, prostorové a pracovní podmínky, rozložení zátěže ve směně,
- **pracovní proces** – organizace práce, používání OOPP, režim práce, bezpečnost práce, ochrana zdraví při práci. [33]

2.3.2.2 Měření lokální svalové zátěže

Jedná se o zátěž malých svalových skupin při výkonu práce končetinami. Zjišťují se a posuzují vynakládané svalové síly, počty pohybů posuzovaných pohybových struktur a pracovní polohy v závislosti na rozsahu statické a dynamické složky práce.

Nejprve je třeba definovat základní pojmy:

- **Maximální svalová síla (% Fmax)** – síla, kterou je osoba schopna dosáhnout při maximálním volném úsilí, vynakládaná konkrétními svalovými skupinami.

Vyjadřuje se ve fyzikálních jednotkách (N). Obvykle měřena dynamometrem (siloměr).

- **Průměrná svalová síla celosměnová (v %Fmax)** – vyjadřuje v relativních hodnotách průměrnou směnovou časově váženou hodnotu % Fmax v průměrné směně, vztaženo k maximální svalové síle Fmax.
- **Průměrná směna** – osmihodinová směna, která probíhá za obvyklých pracovních podmínek.
- **Svalová práce statická** – kontrakce svalu s délkou trvání delší než 3s.
- **Svalová práce dynamická** – kontrakce svalu s délkou trvání méně než 3s. [30]

Z výzkumů vychází najevo, že fyzická síla žen je cca o jednu třetinu menší než fyzická síla u mužů. Nejvyšší sílu mají muži kolem 25 let, poté dochází k postupnému úbytku síly v pětiletém období o 2,5 % a to 45let, pak je úbytek značně rychleji, kolem 5 % v pětiletém období. Při měření a hodnocení lokální svalové zátěže musí být provedena podrobná analýza pracovních podmínek obdobně jako u hodnocení ostatních faktorů fyzické zátěže, například:

- popis práce,
- časové faktory práce,
- odpočinek,
- režim práce apod.,
- hodnocení časových faktorů práce - časový snímek pracovního dne,
- popis a posouzení pracovního místa – pracovní rovina, pohybový prostor, dosahové zóny, používané nástroje a nářadí apod.
- popis a hodnocení pracovních poloh - biomechanická analýza výskytu podmíněně přijatelných a nepřijatelných pracovních poloh, posouzení vhodnosti základní zvolení pracovní polohy. [33]

Měření může být provedeno pomocí integrované elektromyografie (iEMG), případně tenzometrickou a výpočtovou metodou. EMG je v dnešní době nejpřesnější dostupná metoda měření lokální svalové zátěže, v průběhu měření dochází ke snímání elektrofyziologických biopotenciálů z vyšetřovaných svalových skupin rukou a předloktí (měřicí elektrody jsou nalepeny na flexory a extensory). K měření je využíván přístroj EMG Holter, údaje jsou poté zpracovány pomocí speciálního softwaru. [33] Podrobný popis integrované elektromyografie je popsán níže v kapitole 2.5. Integrovaná elektromyografie.

Pro hodnocení lokální svalové zátěže byl vydán 31. 5. 2022 oficiální metodický pokyn, který byl součástí Věstníku Ministerstva zdravotnictví České republiky. V rámci samotného vyhodnocení se hodnotí, zda se jedná o práci statickou, či dynamickou. Hodnocení celosměnově průměrného % Fmax pracovních sil pro extensory a flexory submisivní a dominanní horní končetiny probíhá dle NV č. 361/2007 Sb. Přípustné hodnoty v % Fmax pro muže a ženy při práci s převahou převážně dynamické složky práce pro celosměnově průměrnou 8hod směnu je 30 % . Přípustné hodnoty v % Fmax pro muže a ženy při práci s převahou převážně statické složky pro celosměnově průměrnou 8hod směnu je 10 % . Dále je hodnocen výskyt nadlimitních (nad 70 % Fmax) a velkých svalových sil (55 – 70 % Fmax). Limit výskytu velkých svalových sil je 600x za průměrnou 8hod směnu, nadlimitní svalové síly se vyskytovat mohou, nesmí však být pravidelnou součástí práce,

proto je nutné synchronizovat křivku z měření s videozáznamem pracovního procesu. Dále je posuzován celosměnový počet pohybů rukou a předloktí. Pohyb horní končetiny není v současné době v metodickém pokynu pro hodnocení lokální svalové zátěže přesně definován, obecně je však za pohyb horních končetin považováno:

- sáhnutí,
- přemístění,
- uchopení,
- přehmátnutí,
- tlačení,
- spojení,
- puštění,
- oddělení.

Pro posouzení lokální svalové zátěže je nutné posouzení více kritérií ve vzájemné souvislosti, a to zejména nadměrnosti, jednostrannosti a dlouhodobosti. Za dlouhodobost lze považovat dobu poškozování, která vylučuje úrazový mechanismus. Kritéria jednostrannosti a nadměrnosti jsou posuzována vždy ve vzájemné souvislosti a vypovídají o poměru vynakládaných sil k jejich časovému průběhu z hlediska zátěže stejných anatomických struktur. [30]

2.3.2.3 Posouzení pracovních poloh

Opakované zaujímání nepříznivých pracovních poloh je považováno jako jeden z důvodů postižení šlachových a svalových struktur, kloubů a páteře. Právě onemocnění kosterně-svalového (muskuloskeletálního) aparátu představuje jedno z nejčastěji se vyskytujících onemocnění, které jsou spojovány s prací. Pracovní polohy jsou hodnoceny vždy v přímé souvislosti s vykonávanou činností, a to s ohledem na úkony a pracovní operace, které jsou pracovníkem vykonávány. Hodnocení je provedeno metodou biomechanické analýzy při současném hodnocení časových faktorů práce metodou nepřetržitého pozorování (tzv. časový snímek).

Hodnoceno je:

- úhel posuzované části těla,
- trvání pracovní polohy,
- síly, které jsou vynakládány během pracovní polohy,
- kroutivé síly v kloubech,
- odpočinkové časy.

V rámci analýzy jsou standardně využívány tyto metody pro hodnocení pracovních poloh:

- video-pohybová analýza,
- fotografická analýza,
- OWAS, RULA, REBA apod. – pozorovací metody,
- přímá měření – goniometrie, elektrogoniometrie. [33]

Hodnocena je poloha trupu, krku, hlavy a horních končetin a ostatních částí těla. Polohy jsou následně hodnoceny dle jejich přijatelnosti na přijatelné, podmíněně přijatelné

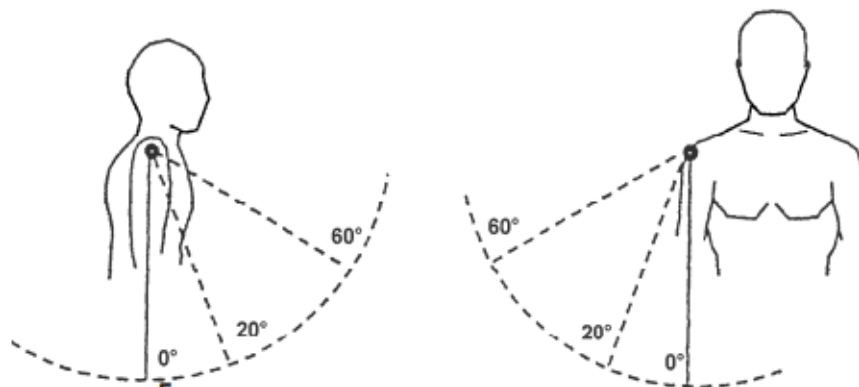
a nepřijatelné, tyto polohy jsou dány rozsahem změn polohy jednotlivých částí těla na základě předpokládaných rizik přetížení šlach, chrupavek a meziobratlových plotének. NV č. 361/2007 Sb., definuje průměrný hygienický limit pro dobu práce v jednotlivých podmíněně přijatelných pracovních polohách v průměrné 8 hod směně na 160 minut. Průměrný hygienický limit pro polohy v nepřijatelné poloze je 30 minut v průměrné 8 hod směně. [30]

Riziko přijatelné pracovní polohy je malé či zanedbatelné téměř pro celou zdravou populaci a není nutné žádné opatření. V případě podmíněně přijatelné polohy existuje zvýšené zdravotní riziko pro část nebo celou populaci. Toto riziko by mělo být analyzováno s dalšími souvisejícími riziky tak, aby co nejdříve bylo sníženo. Pokud to není možné, je třeba, aby byla provedena vhodná opatření, aby pracovní poloha byla přijatelná. Nepřijatelná poloha znamená, že zdravotní riziko není přijatelné ani pro část populace. Je nutná určitá rekonstrukce tak, aby se pracovní poloha změnila. [33] Pro hodnocení pracovní polohy se vychází z části C přílohy č. 5 NV č. 361/2007 Sb. – Hlava IV. Vždy se vyhodnocují polohy určité části lidského těla zvlášť.

Vzhledem k povaze disertační práce jsou detailněji popsány pouze polohy horních končetin. Poloha trupu, krku a hlavy a poloha dolních končetin není z hlediska práce podstatná.

Při hodnocení polohy horních končetin se stanoví dva body na horní končetině – vnější část klíční kosti a loketního kloubu. Volně visící končetina podél těla je brána jako neutrální poloha. Vzpažení je definováno jako úhel, který svírá končetina v pracovní poloze vzhledem k neutrální poloze paže.

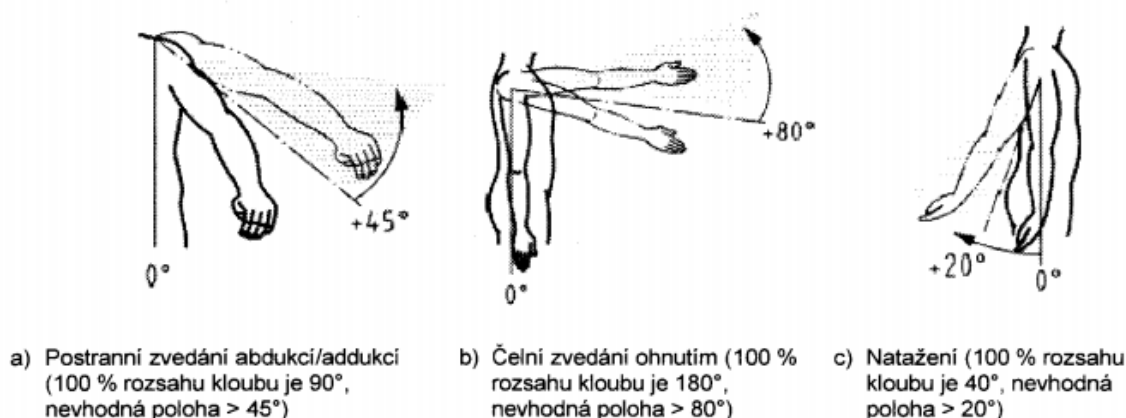
Za nepřijatelnou polohu se označuje zpětné ohnutí paže, krajní zevní rotace paže, zvednuté rameno a extrémní polohy kloubů. Dále pak vzpažení větší než 60° . U dynamické polohy vzpažení paže větší než 60° , zapažení a polohy kloubů v rozsahu, který se blíží maximálním rozpětím. Vše s frekvencí pohybu větší nebo rovné 2/min. Za podmíněně přijatelnou polohu je pokládáno vzpažení 40° - 60° bez podepření u statické polohy. Při dynamické vzpažení 40° - 60° , zapažení a polohy kloubů v rozsahu maxima, opět s frekvencí pohybů menší než 2/min. Přijatelnou polohou jsou polohy horních končetin do 40° . [30]



Obrázek 2-4: Hodnocení polohy horních končetin [30]

Polohou horních končetin se zabývá také norma ČSN EN 1005-5 v celém znění: Bezpečnost strojních zařízení – Fyzická výkonnost člověka – část 5: Posuzování rizika velmi často opakované ruční manipulace. Jedná se o českou verzi evropské normy EN 1005-5:2007. Samotná norma se rozděluje na několik částí (ČSN EN 1005). Část č. 5 - Posuzování rizika velmi často opakované ruční manipulace mimo jiné specifikuje hodnoty pro četnost úkonů horních končetin při obsluze strojního zařízení a uvažuje metody posuzování rizik svalově kosterního poškození horních končetin spojeného s opakovanou manipulací. Tato práce se bude věnovat především příloze B – Polohy a druhy pohybů.

Následující obrázky popisují pohyby kloubů horních končetin, včetně hodnot přijatelných a nevhodných poloh jednotlivých částí (ČSN EN 1005):



Obrázek 2-5: Polohy a pohyby ramen [34]

U obr. 5 a) se jedná o upažování (abdukce), kdy je maximální rozsah kloubu 90° od osy páteře. Abdukce je pohyb od těla, tedy upažování, naopak addukce je pohyb směrem k tělu – připažování. V případě, kdy je horní končetina zvedána do více než 45°, jedná se o nevhodnou polohu, dle NV 361/2007 Sb. je poloha nevhodná (nepřijatelná) v případě předpažení více než 60°.

Obrázek 5 b) popisuje flexi ramenního kloubu – předpažení, rozsah kloubu je 180°, nevhodná poloha nastává při více než 80°, dle NV 361/2007 Sb. je poloha nevhodná (nepřijatelná) v případě předpažení více než 60°.

U obrázku 5 c) se naopak jedná o extenzi ramenního kloubu, který má rozsah v natažení 40°, nevhodná poloha je při více než 20°, dle NV 361/2007 Sb. je zapažení za každé situace nevhodné, o tom, zda se jedná o nepřijatelnou či podmíněně přijatelnou polohu rozhoduje četnost tohoto pohybu.

Opakované úkony horních končetin v pracovní činnosti mají význam pro možná rizika různých svalově kosterních poškození. Jedná se především o poškození z dlouhodobých nevhodných pracovních poloh a pohybů kloubů. Proto je třeba podrobně zkoumat jednotlivé části horních končetin a analyzovat výskyt, četnost a trvání pohybů příslušné části. [34] Nadměrná fyzická zátěž, nevhodné pracovní polohy či špatná manipulace s břemeny se projevuje svalově-kosterními poškozeními, též označovanými jako muskuloskeletální poruchy, které jsou detailněji popsány v kapitole níže.

2.4 Muskuloskeletální poruchy

Muskuloskeletální poruchy jsou jedním z nejobvyklejších problémů, které souvisí s vykonáváním pracovní činnosti. V řádech postihují až miliony pracovníků po celé Evropě a způsobují zaměstnavatelům náklady v řádu miliard eur. [35]

Muskuloskeletální poruchy označují pojem, kdy se vyskytuje jakékoliv poškození nebo onemocnění kloubů a dalších tkání. Muskuloskeletální poruchy se mohou v krajních případech týkat dolních končetin, obvykle ale zasahují krk, záda, ramena a horní končetiny. [36] Pracovníci mohou mít zdravotní problémy, které se pohybují od menších bolestí až po závažnější zdravotní problémy, které velmi často způsobují absenci v práci a nutnost pracovníkovi poskytnout odbornou léčbu. Existují také chronické případy, které mohou vést až k invaliditě a nutnosti opustit zaměstnání. [37]

Muskuloskeletální poruchy se dají rozdělit na dvě hlavní skupiny:

- **poruchy horních končetin souvisejících s prací** (též označováno jako „poškození z přetěžování opakovanými pohyby“), [38]
- **bolest/zranění zad.** [39]

Právě repetitivnost pohybů je v průmyslovém odvětví značný problém. Z výzkumu vyplývá, že téměř dvě třetiny pracovníků Evropské Unie prohlašují, že vykonávají práci vyžadující repetitivnost pohybů horních končetin. Čtvrtina pracovníků dále uvádí, že jsou vystaveni vibracím z náradí. [35] Tyto dva rizikové faktory jsou nejvýznamnějšími rizikovými faktory vedoucími k poruchám krku a horních končetin (též označovány jako work-related neck and upper limb disorders – WRULD). Tyto poruchy postihují mnoho pracovníků různých profesí [40], v Evropě jsou nejčastějším druhem nemoci z povolání a představují více než 45 % nemocí z povolání. [41]

Většina muskuloskeletálních poruch souvisejících s pracovní zátěží se vyvine postupem času a neexistuje pouze jedna příčina, obvykle se jedná o kombinaci různých faktorů. Mezi nejčastější fyzické a organizační příčiny patří:

- repetitivnost pohybů horních končetin,
- nepříjemné/nepřirozené pracovní polohy,
- statické polohy,
- prudké pohyby,
- vibrace,
- dlouhé sezení/dlouhé stání ve stejné poloze,
- špatná manipulace s břemeny – zejména vytáčení trupu a naklánění.

Zároveň se objevují důkazy o tom, že tyto poruchy souvisejí také s psychosociálními rizikovými faktory, jako je například vysoké pracovní nároky, nízká míra samostatnosti, či nízká spokojenost s prací. [37]

Výskyt profesionálních onemocnění, které zahrnují nemoci z povolání a ohrožení nemocí z povolání, je významným ukazatelem zdravotního stavu populace a pracovních podmínek v dané zemi.

Nemoci z povolání se v České republice dělí na:

- nemoci způsobené chemickými látkami,
- nemoci způsobené fyzikálními faktory,
- nemoci týkající se dýchacích cest, plic, pohrudnice a pobřišnice,
- nemoci kožní,
- nemoci přenosné a parazitární,
- nemoci způsobené ostatními faktory.

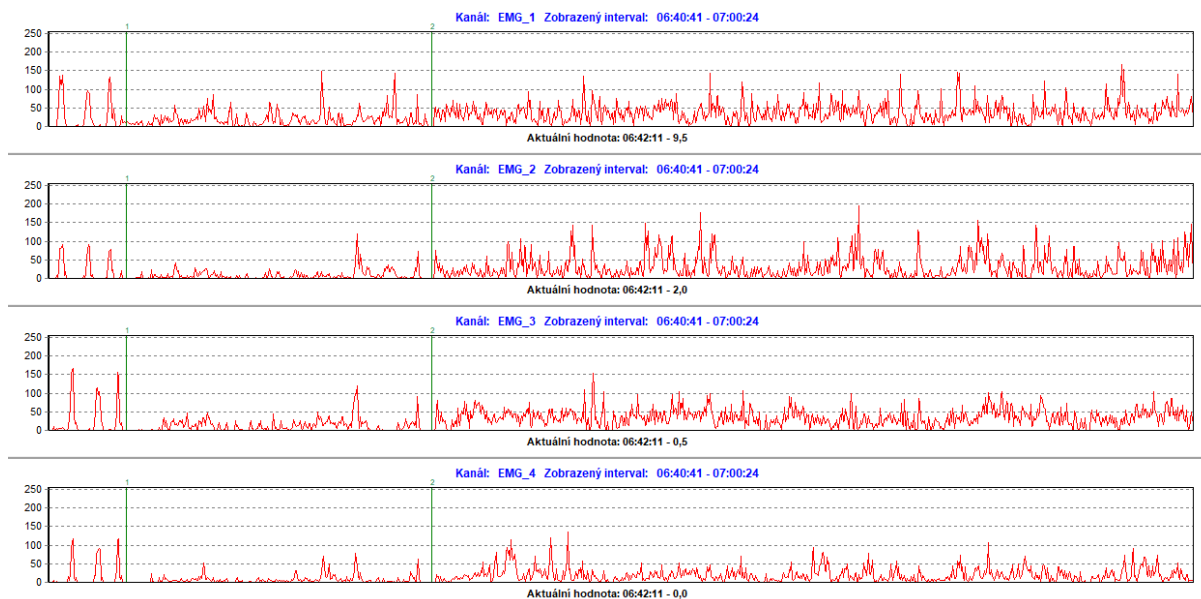
V České republice bylo v roce 2020 hlášeno u 952 pracovníků celkem 1 035 profesionálních onemocnění, z toho 480 nemocí z povolání bylo způsobeno fyzikálními faktory. U 143 pracovníků byla hlášena více než jedna nemoc z povolání, jejich ohrožení či kombinace, nejčastěji byla diagnostikována kombinace syndromu karpálního tunelu na obou horních končetinách vzniklého přetěžováním končetin či při práci s vibrujícími nástroji. [42] Nemoci způsobené přetěžováním horních končetin představovaly 30,5 % ze všech hlášených nemocí z povolání, nejčastěji byli postiženi pracovní pozice operátoři výroby, švadleny, řezníci a zámečníci. V porovnání s předchozími lety byl zaznamenán mírný pokles (kolem 9 %) výskytu nemocí z povolání způsobených fyzikálními faktory, ten může být způsoben pandemií onemocnění COVID 19, zavřením výrobních podniků a omezením provozu hygienických stanic po celé České republice. Následující rok byl poté z hlediska hlášených nemocí z povolání ve znamení epidemie onemocnění COVID 19, která způsobila dramatický nárůst počtu hlášených nemocí z povolání. U nemocí z povolání způsobenými fyzikálními faktory však byl zaznamenán pokles, v porovnání s rokem 2020 o celkem 27,3 %. [43] S tímto poklesem stále souvisí pandemie onemocnění COVID 19, která na určitý čas zavřela hygienické stanice a výrobní podniky po celé České republice. I proto je do dnešní doby syndrom karpálního tunelu z přetěžování považován za největší problém.

V rámci opatření před muskuloskeletálními poruchami je třeba preventivní opatření zahrnující informovanost všech pracovníků. Zároveň je velmi důležité vhodné uspořádání pracoviště tak, aby se zlepšili pracovní polohy, vybavit pracoviště vhodným vybavením a to tak, aby plnilo ergonomické funkce, ale také vhodnost pro požadované úkoly. V případě, že nástroje nevyhovují, je vyžadováno, aby se změnili pracovní metody nebo nástroje. Zároveň je třeba zvyšovat informovanost pracovníků o rizicích, poskytovat jim vhodná školení aj. Nezbytnou součástí je řízení a plánování práce tak, aby se pracovníci vyvarovali opakované práci nebo dlouhodobé práci ve špatných pracovních polohách. [37] To, zda je pracovník v riziku potenciálního vzniku syndromu karpálního tunelu lze zjistit pomocí integrované elektromyografie, tato metoda je popsána v kapitole níže.

2.5 Integrovaná elektromyografie

V současné době je integrovaná elektromyografie v České republice jediná legislativou uznaná oficiální metoda pro měření lokální svalové zátěže pro kategorizaci pracovišť. Autorizované měření lze provádět pouze subjekty s platnou autorizací. Měření integrovanou elektromyografií se provádí buď v laboratorních podmínkách – pro zjištění onemocnění svalu, případně na pracovišti – pro měření a hodnocení lokální svalové zátěže pracoviště a jeho následné kategorizace (dle vyhlášky č. 432/2003 Sb.).

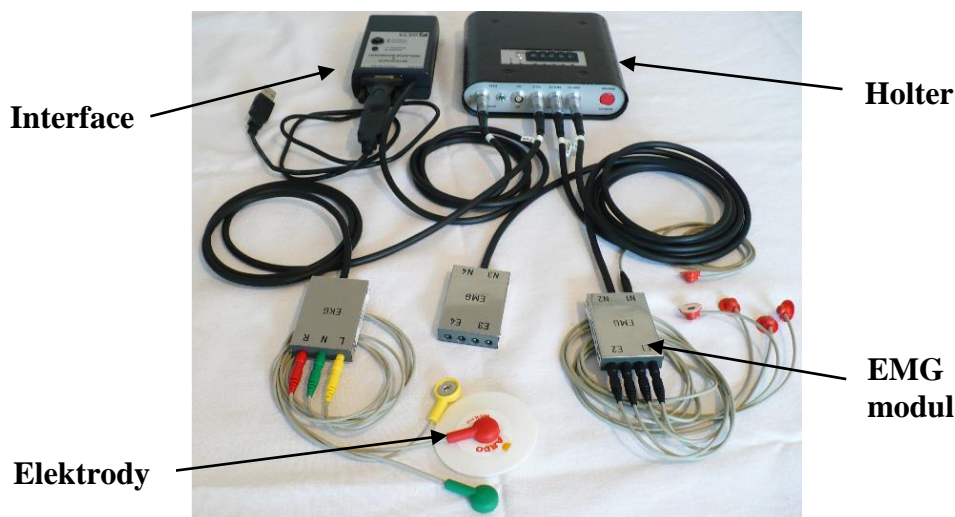
V praxi je integrovaná elektromyografie využívána především v lékařství, našla však uplatnění i v dalších vědních oborech, jako je například sport. Zároveň je velký potenciál v ergonomii, kde našla své uplatnění při návrhu/analyzování rozhraní člověk-stroj. EMG přesně charakterizuje velikost svalové zátěže a využívá se především pro vyjádření lokální svalové zátěže při práci horními končetinami. [44] EMG vyšetření povrchovými elektrodami využívá metody měření rychlosti vedení nervem, kdy kromě rychlosti vedení udává přístroj také amplitudu a tvar křivky (viz obrázek níže). Pomocí integrované elektromyografie lze měřit jak vlákna motorická, tak vlákna senzitivní. [45]



Obrázek 2-6: Amplituda a tvar křivky iEMG

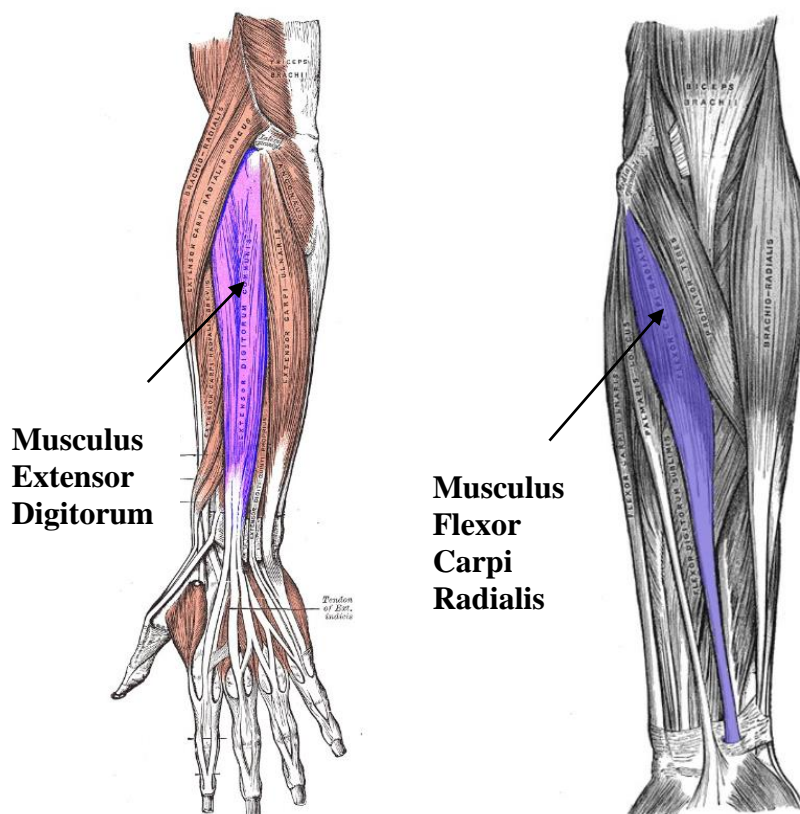
Integrovaná elektromyografie je vyšetřovací metodou, díky které můžeme hodnotit stav nervového i pohybového systému člověka. Cílem integrované elektromyografie je zaznamenat elektrickou aktivitu zvoleného svalu, která je vyvolána změnou elektrického potenciálu, který vznikne díky svalové aktivaci. Aktivita je zaznamenávána z nervů nebo svalů. Aktivita svalů je vyvolána buď stimulací probanda, nebo vůlí vyšetřovaného. [46]

V České republice je lokální svalová zátěž měřena přístrojem EMG Holter od společnosti GETA, viz obrázek níže. Balení obsahuje měřicí přístroj (EMG Holter), interface pro propojení s počítačem, elektrody a EMG moduly. Elektrody jsou na jedno použití a po měření se z probanda odlepují a vyhazují.



Obrázek 2-7: iEMG Holter s příslušenstvím

Před přilepením elektrod je třeba snížit impedanci kůže, kůže musí být suchá, čistá. Dříve byla kůže odmašťována tukovým rozpouštědlem (éter, aceton, etylalkohol, propylalkohol). Při přetrvání impedance kůže bylo doporučeno kůži skarifikovat smirkovým papírem či speciální abrazivní pastou. V dnešní době je kůže očištěna abrazivním gelem, následně jsou na předloktí nalepeny určené elektrody. Na každý ze zmíněných svalů se lepí elektrody 2, cca 3 – 10 mm od sebe. Elektrody se lepí na natahovač prstů (musculus extensor digitorum) vlevo a zevní ohýbač zápěstí (musculus flexor carpi radialis) vpravo. [47]



Obrázek 2-8: Umístění elektrod na předloktí [47]

Inzerce elektrody na natahovač prstů (*musculus extensor digitorum*) při pronaci předloktí ve výši rozhraní mezi proximální 1/3 a distální 2/3 délky předloktí lze břicho svalu nalézt přiložením palce na radius a prostředníku na ulnu. Inzerce elektrody na ohybač zápěstí (*musculus flexor carpi radialis*) při supinovaném předloktí 5 – 7 cm distálně od středu spojnice šlachy bicepsu a mediálního kondylu humeru v loketním ohbí. V případě špatného umístění elektrod je měření a hodnocení jiné ze svalů předloktí – *flexor digitorum superficialis*, nebo *flexor pollicis longus*, v případě extensorů se může jednat o *musculus extensor pollicis longus*, či *extensor carpi radialis brevis*. [47]

Poslední elektroda – zemnicí, je nalepena v oblasti lokte – mimo osvalení. Pro lepší uchycení jsou nalepené elektrody dále přelepeny hypoalergenní náplastí. EMG moduly jsou přiloženy na předloktí nebo paži tak, aby nepřekáželi pracovní činnosti. Kabely jsou z důvodu snížení šumu schumlány a zafixovány pružnou bandáží na pracovníkovu horní končetinu. [48]

Následně jsou nastaveny parametry měření v počítači. Po měření jsou data přetažena do softwaru EMG Analyzer a zhodnocena dle platné legislativy.

3 REŠERŠE ODBORNÝCH ČLÁNKŮ

Pro rešerše byly využity primárně databáze Scopus a Web of Science. Vzhledem k tomu, že práce je zaměřena na problematiku vlivu polohy ramene na měření lokální svalové zátěže předloktí, byla v rámci rešerše nejprve zadána klíčová slova EMG a Shoulder (rameno), v potaz byly brány nejprve pouze články, které obsahovaly tyto pojmy v názvu práce. V databázi Scopus bylo nalezeno celkem 113 dokumentů, z kterých byly následně vyfiltrovány pouze ty relevantní, týkající se průmyslového inženýrství, výsledkem bylo 30 článků. V databázi Web of Science bylo nalezeno 112 článků, na které byl aplikován filtr Industrial Engineering, Ergonomics, Multidisciplinary Engineering and Mechanical Engineering, po vyfiltrování bylo nalezeno 12 článků týkajících se této tematiky. Některé z těchto publikací byly duplicitní v obou sledovaných databázích. Následně byla rešerše doplněna o další relevantní články – především o publikace týkající se základních informací o integrované elektromyografii v průmyslu, využití dynamometru v ergonomii či studie zaměřené na muskuloskeletální poruchy pohybového aparátu způsobené opakovanými pohyby horních končetin.

Nejdříve je však třeba zmínit článek, který se týká obecně elektromyografie a metody měření lokální svalové zátěže. Článek **The Use of Surface Electromyography in Biomechanics** od Carlo J. De Luca se zabývá především sjednocením metodiky pro postup měření lokální svalové zátěže pomocí integrované elektromyografie. Článek se zabývá doporučením pro správné měření. Součástí článku jsou mimo šestnáct doporučení pro správný postup měření také popsány faktory, které ovlivňují EMG signál a svalovou sílu. Zároveň je také zkoumána důležitost správného umístění a nalepení elektrod na kůži probanda. [49] Další publikace věnované této problematice vychází z tohoto zdroje, proto nejsou v práci uváděny.

Dále je třeba uvést článek **Evaluation of Handgrip Force from EMG Measurements** od J. Dugue, D. Masset a J. Malchaire, kteří provedli řadu experimentů založených na odhadu síly úchopu z úrovně hladiny EMG signálu flexorů a extensorů s ohledem na polohu zápěstí. Úchopová síla byla měřena pomocí dynamometru JAMAR. Tento matematický empirický model byl vyvinut s využitím nelineární regresní analýzy. Tento výzkum poskytl spolehlivé výsledky, protože korelační koeficient mezi odhadovanými a naměřenými silami byl 0,895. Toto měření však mělo i své úskalí, protože výsledky výzkumu platí pouze pro polohu předloktí v neutrální poloze. [50] Dynamometr JAMAR+ byl využíván v rámci praktické části disertační práce, výsledky maximální síly úchopu účastníků výzkumu byly s touto studií průběžně porovnávány.

Následně se dá provedená rešerše rozdělit do 4 kategorií:

- hodnocení lokální svalové zátěže – rameno, krk, deltoid, předloktí,
- hodnocení svalové zátěže ramene, krku a deltoidu při práci u počítače,
- kinematika robotické končetiny a umělé paže za využití iEMG,
- muskuloskeletální poruchy způsobené repetitivními pohyby horních končetin.

3.1 Hodnocení lokální svalové zátěže – rameno, krk, deltoid, předloktí

Studie **Using EMG Amplitude and Frequency to Calculate a Multimuscule Fatigue Score and Evaluate Global Shoulder Fatigue** od autorů McDonald, A.C., Mulla, D.M. a Keir, P.J., se zabývá vývojem funkce pro kvantifikaci únavy u ramenních svalů, a to díky generování jediného skóre pomocí relevantních změn amplitudy a frekvence iEMG v čase. Autoři se snažili vyhodnotit jak frekvenční, tak amplitudové složky iEMG signálu, což poskytuje úplnější hodnocení únavy svalů, než kterákoliv z proměnných samostatně. Integrovaná (povrchová) elektromyografie byla měřena na 14 ramenných svalech. Účastníci výzkumu prováděli simulované, opakující se pracovní úkony až do jejich vyčerpání. Každý pracovní cyklus byl složen ze čtyř úkolů (dynamický tlak, dynamický tah, vrtání, statická síla), každý úkol byl přizpůsoben antropometrii a síle probanda. Funkce byla vygenerována pro výpočet multimuskulárního únavového skóre na základě změn frekvence iEMG, její amplitudy a počtu svalů, které vykazovaly známky únavy. [51] Tento výzkum je velmi důležitý, protože umožňuje srovnání mezi pracovními úkoly na pracovišti, což může vést ke zmírnění únavy pracovníka již při návrhu pracoviště.

Autoři Hou, J., Sun, Y., Sun, L., Pan, B., Huang, Z. a Wu, J. se ve svém článku **Voluntary EMG-to-force Estimation in Shoulder and Elbow During the Movement of Feeding Oneself** zabývali odhadem svalové síly a objektivního hodnocení lidského pohybu horní končetiny. Článek navrhuje metodu k předpovídání individuální svalové síly v rameni a lokti během účelné denní činnosti – krmení se. Výzkum byl proveden na dvou účastnících, kteří byli požádáni, aby se ohnuli, natáhli si ramena a lokty a následně simulovali pohyb získávání jídla z kapsy do úst. K výzkumu bylo využito třech senzorů a šest povrchových EMG elektrod. Data byla získávána synchronizovaně. K predikci individuální svalové síly byl využit model Musculotendonův model Hill. Autoři uvádí, že jejich výzkum prokázal, že tato metoda dokáže přesně předpovědět individuální svalovou sílu. [52] Není zcela jasné, zda má tento článek vzhledem k velmi nízkému vzorku dat vypovídající hodnotu, jedná se tedy spíše o inspiraci.

Článek **EMG Patterns of the Elbow - and Shoulder-Operating Muscles in Slow Parafrontal Upper Limb Movements under Isotonic Loading** od autorů Vereshchaka, I.V., Gorkovenko, A.V., Lehedza, O.V., Abramovych, T.I., Pilewska, W., Zasada, M. a Kostyukov, A.I., se zabývá svalovým zatížením nejenom ramenních svalů, ale taktiž svalů předloktí horních končetin. Autoři zkoumali průměrné EMG ramenních svalů u 10 dospělých mužů při pomalých parafrontálních pohybech ruky. Pohyby byly prováděny s konstantní rychlostí 4 cm/s v obou směrech. Ruce byly zatíženy (10,2 N) a to podél stop obou pohybů doprava (Fr) i doleva (Fl) vzhledem k tělu subjektu. Ohybače loktů a ramen prokázaly synergické sjednocení, které reagovalo především na Fr zatížení, obdobná synergie se objevila i u extensorů obou kloubů v reakci na zatížení Fl. Při působení odpovídajících zátěží vykazovaly EMG svalových skupin flexoru a extensoru silnou hysterezi. Získané výsledky z tohoto výzkumu umožňují dojít k závěru, že vlastnosti svalové kontrakce a související vlastnosti přenosu signálu motorického vedou k rozdílným výsledkům při různých pohybových úkolech. [53]

Článek **The Within-Day Reliability of Scapular and Shoulder EMG Measurements in Asymptomatic Individuals during Shoulder Abduction** od autorů Grime, A., Daines, S., Pringle, L., Heang, L. a Ribeiro, D.C. se zabývá posouzením spolehlivosti měření lopatkových

svalů pomocí integrované elektromyografie. Výzkum byl proveden na dvaceti probandech, kteří prováděli 10 opakování pohybu abdukce ramene, které bylo znovu testováno o 10 minut později. Integrovaná elektromyografie byla použita pro zaznamenání aktivity horního a dolního lichoběžníku, přední, střední a zadní deltoidy, nadhřebenový sval (musculus supraspinatus), podhřebenový sval (m. infraspinatus), přední sval (m. serratus). Aktivace svalů byla vyjádřena jako procento maximální dobrovolné izometrické kontrakce (MVIC). K posouzení spolehlivosti koncentračních a excentrických fází pohybu ramene byl použit korelační koeficient (ICC) a standardní chyba měření (SEM). Pro koncentrickou fázi byly hodnoty ICC v rozmezí od 0,87 do 0,98 a hodnoty SEM od 8,6 % do 18,9 % MVIC. Pro excentrickou fázi se hodnoty ICC pohybovaly od 0,65 do 0,97 a hodnoty SEM od 9,8 % do 24,4 % MVIC. U účastníků výzkumu mělo měření koncentrické fáze abdukce ramen vynikající spolehlivost a pro excentrickou fázi měla dobrou až vynikající spolehlivost, a to v závislosti na analyzovaném svalu. [54] Tento výzkum poskytuje cenné informace o tom, jak spolehlivá je integrovaná elektromyografie při měření lopatkových a ramenních svalů.

Článek **EMG-Based Estimation of Shoulder Kinematic Using Neural Network and Quadratic Discriminant Analysis** od autorů Ehrampoosh, A., Yousefi-Koma, A., Mohtasebi, S.S. a Ayati, M. se zabývá návrhem dvoufázové strategie v myoelektrické regulaci horní končetiny. Cílem výzkumu je vytvoření metodiky mapování mezi elektrickými činnostmi svalů (EMG) a kinematikou zkoumaného kloubu. V rámci výzkumu byly zaznamenány aktivace hlavních ramenních svalů, které jsou odpovědně za 3 stupně volnosti ramene. Podle anatomie jsou definovány 4 třídy pohybu ramenního kloubu. První fáze výzkumu se týká klasifikace pohybu pomocí kvadratické diskriminační analýzy. Druhá fáze se týká kontinuálního odhadu úhlu různých tříd pohybu v ramenním kloubu. V rámci studie byly pomocí dat odpovídající třídy pohybu proškoleny čtyři různé umělé neuronové sítě. Z výsledků vyplynulo, že kvadratická diskriminační analýza dosahuje vyšší přesnosti (98,3 %) oproti lineární diskriminační analýze (93,7 %). Studie také dokazuje schopnost tohoto modelu předpovídat s vysokou přesností úhly ramenního kloubu. [55] Tato studie je vhodná především pro budoucí výzkumy, které budou potenciálně navazovat na disertační práci.

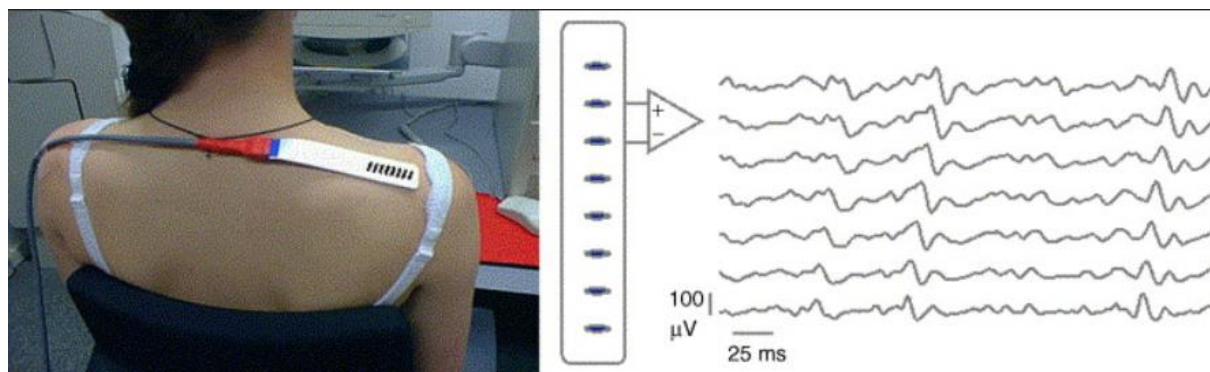
Studie **Comparison of an EMG-based and a Stress-Based Method to Predict Shoulder Muscle Forces** od autorů Engelhardt, C., Malfroy Camine, V., Ingram, D., Müllhaupt, P., Farron, A., Pioletti, D. a Terrier, A. se zabývá odhadem svalové síly v muskuloskeletálních ramenních modelech. K řešení této problematiky je v dnešní době využíváno dvou metod: metoda založená na elektromyografii a metoda založená na svalovém stresu (svalovém zatížení). Cílem studie bylo zhodnotit vliv těchto dvou metod na predikci svalových sil a stability kloubů po artroplastice ramene. V rámci výzkumu byly zkoumány tyto svaly: lopatka, humerus (kost pažní), svaly rotátorové manžety a deltoidní svaly. V rovině lopatky byl simulován předem definovaný pohyb. Metoda EMG měřila svalovou zátěž, metoda založená na stresu se zabývala svalovým napětím. Následně proběhlo srovnání svalových sil, reakčních kloubních sil, kloubního kontaktního tlaku a translaci humorální hlavy. Metoda založená na stresu předpovídala nižší sílu svalů rotátorové manžety, to bylo částečně vyváжено vyšší silou střední části deltového svalu. Metoda založená na stresu předpovídala nižší zatížení kloubu (o cca 16 %). V případě metody měření EMG byla nalezena výhoda v podobně replikace výsledků zkoumaných svalů. Metoda je však omezena na pouhé měření.

[56] Daný článek bude využit pro upřesnění některých pojmů, avšak dále je pro práci irelevantní, a to z toho důvodu jeho úzce specifického zaměření na biomechaniku a biomedicínu.

Publikace **Muscle focus: A New Biomechanical-Based Index on The Selectivity of EMG Activity and its Application in Quantifying the Muscle Coactivation Patterns during Isometric Torque Generation at the Elbow and Shoulder** od autorů Jun Yao, A.M. Acosta a J. Dewald se zabývá využitím EMG signálu při studiu senzomotorických a neuromuskulárních systémů, konkrétně při měření aktivace svalů během izometrického točivého momentu v lokti a rameni. Studie představuje nový index svalové fokusace, který je založen na biomechanice. Tento index kvantifikuje stupeň selektivity při aktivaci svalů během ramenní/loketní rotace pomocí skaláru. Tato metoda bere v potaz jak svalovou koaktivaci, tak svalovou ko-kontrakci. [57]

3.2 Hodnocení svalové zátěže ramene, krku a deltoidu při práci u počítače

Článek **Distinction between Computer Workers With and Without Work-Related Neck-Shoulder Complaints Based on Multiple Surface EMG Parameters** od autorů Laury A. C. Kallenberg, Hermie J. Hermensa a Miriam M. R. Vollenbroek-Hutten. Cílem studie bylo prozkoumat, zda je možné rozlišit výsledky integrované elektromyografie mezi administrativními pracovníky, kteří mají problémy s krkem a ramenem a pracovníky, kteří problémy v této oblasti nikdy nehlásili. Experiment byl proveden na 27 subjektech, s tím, že všichni pozorovaní byli počítačová pracovníci ve věku od 18 – 60 let a pracovali nejméně 20h týdně, účastníci výzkumu pocházeli z univerzity a knihovny. Probandi byli rozděleni na dvě kategorie – účastníci s problémy (celkem 14 účastníků) a účastníci bez problémů (celkem 13). Tyto náležitosti byli od probandů zjištěny pomocí dotazníku (upravená verze Nordic Questionnaire). Vzhledem k vlivu BMI na EMG měření [58] byli vynecháni lidé s BMI vyšším, než je 30. Probandi provedli 5 úkolů na počítači (editace textu, psaní, klikání myši, tečkování, STROOP word test), každý z těchto úkolů pracovník dělal po dobu 5 minut. EMG elektrody byly přilepeny na trapézové svaly, viz obrázek níže.



Obrázek 3-1: Nalepení elektrod a výsledné křivky [53]

V rámci měření byla vyhodnocena střední hodnota a střední výkonová frekvence a tvarové vlastnosti křivky. Výsledkem studie bylo zjištění, že kombinace více povrchových parametrů

EMG může rozeznat pracovníky s problémy na krku od pracovníků bez problémů. [59] Relevancí pro praxi a pro průmyslové odvětví je, že výsledky slibují vývoj objektivní metody hodnocení, která dokáže identifikovat pracovníky, u nichž existuje riziko vzniku chronických problémů v oblasti krku a ramen.

Publikace **Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation on Neck-Shoulder Muscles while Using Single-Monitor Arm** od autorů Shao, Y., Zhou, Y., Zhang, Y., Gu, Y., Fekete, G. a Fernandez, J. je věnována unáve ramenních kloubů při práci u počítače. Výsledky byly porovnávány pomocí střední frekvence (MF) a střední výkonové frekvence (MPF), které byly z hlediska sledování únavy svalů zvoleny jako nejspolehlivější ukazatele. Výzkum byl proveden na deseti zdravých vysokoškolských studentech. Účastníkům výzkumu byly nalepeny elektrody na splenius capitis (řemenový hlavový sval) a trapezius (trapézový sval) a pomocí integrované elektromyografie byla zkoumána jejich únava. Každý subjekt vykonával na počítači normální aktivity, úpravy textu, sledování videozáznamů apod., a to po dobu 120 min s různými polohami ramene (pevně stanovená poloha, rameno nahoře, dole, pohybující se nahoru a dolů). Výsledky výzkumu ukázaly, že střední výkonová frekvence u řemenového hlavového svalu a u svalu trapézového měly významně snížené výsledky, když bylo rameno v pevné poloze. V případě, kdy se rameno pohybovalo nahoru, MF a MPF obou svalů se časem významně snížily, MF vykazovalo také nejnižší míru poklesu během celého procesu testování. U pohybu ramene dolů nebyla pozorována žádná významná změna výsledků. [60] Výsledky této studie mohou být podstatné pro administrativní pracovníky, kteří ke své práci intenzivně využívají počítače, v případě operátorů ve výrobě není výzkum relevantní. Ergonomie a zátěž na pracovišti je v dnešní době však velmi často řešena i u administrativních pracovníků a tento výzkum může být vhodným podkladem pro další bádání.

3.3 Kinematika robotické končetiny a umělé paže za využití iEMG

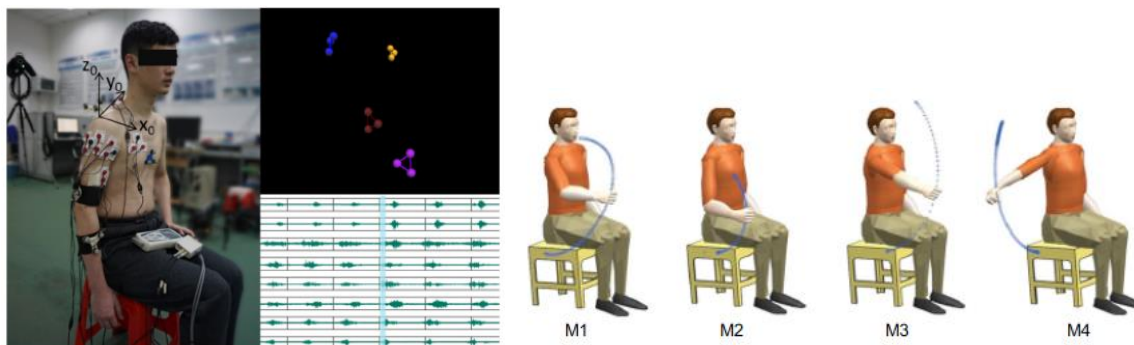
Jedním z prvních článků zabývajících se touto problematikou byl článek **A Study of an EMG-Based Exoskeletal Robot for Human Shoulder Motion Support** od autorů K. Kuguchi, K. Iwami, K. Watanabe a T. Fukuda. Studie se zabývá vývojem exoskeletálních robotů pro podporu lidského pohybu (především pro fyzicky slabé jedince). V tomto článku byl popsán návrh exoskeletálního robota se dvěma stupni volnosti a způsobem jeho ovládání na podporu pohybu lidského ramene. Pohyby ramene tohoto robota jsou podporovány aktivací držáku ramene robota, který je připojen k ramenu člověka, pomocí drátů poháněných stejnosměrnými motory. Ovladač je navržen tak, aby řídil robota podle signálů elektromyografie (EMG). Navrhovaný ovladač řídí pohyb flexe-extenze a také abdukce-addukce člověka. Následně byl tento robot experimentálně otestován. Výsledky testování bohužel nejsou součástí publikace. [61]

Další článek zabývajících se problematikou využití EMG a EEG signálu na rozpořbování robotické končetiny v ramenním kloubu je článek **Estimation of EMG Signal for Shoulder Joint Based on EEG Signals for The Control of Upper-Limb Power Assistance Devices** od autorů Liang, H., Zhu, C., Yoshioka, M., Ueda, N., Tian, Y., Iwata, Y., Yu, H., Duan, F. a Yan, Y. Ten se zabývá problematikou využívání rozhraní Brain-Machine Interface (BMI).

Výzkum se zabývá účinností nástroje BMI pro pomoc lidem se zdravotními potížemi a pro zvýšení lidské výkonnosti. Studie se zabývá problematikou zvýšení výkonu robota s více stupni volnosti na ramenním kloubu na základě signálu EEG. V práci je k energetické pomoci navržena metoda odhadu elektromyografie, která je založena na signálech elektroencefalografie (EEG). V práci je zároveň diskutováno umístění elektrod na ramenní kloub, aby byl účinně a přesně extrahován lineární model, který koreluje EMG se signálem EEG. Tento model se používá k odhadu lidské svalové aktivity ramenního kloubu z EEG. Tento postup je experimentálně ověřen a průměrné korelační koeficienty jsou tak vysoké, že mezi odhadovaným a skutečně měřeným signálem EMG je dosaženo přibližně 0,90. [62] Výsledky prokazují, že odhad EMG založený na EEG je proveditelný

Článek **Processing of Surface EMG through Pattern Recognition Techniques Aimed at Classifying Shoulder Joint Movements** od autorů Rivela, D., Scannella, A., Pavan, E.E., Frigo, C.A., Belluco, P. a Gini, G. se zaměřuje na výzkum systému detekce pohybu protetického ramenního kloubu pomocí EMG. Vzhledem k tomu, že umělé paže potřebují vysoký počet stupňů volnosti, byl navržen a experimentálně prozkoumán systém detekce, který je založen na metodách rozpoznávání vzorů povrchové elektromyografie (iEMG). Signály z osmi kmenových svalů, které jsou obecně zachovány po disartikulaci ramen, byly zaznamenány od skupiny osmi subjektů v devíti polohách ramenního kloubu. Po segmentaci byly extrahovány čtyři různé rysy, které byly následně klasifikovány pomocí lineární diskriminační analýzy. Přesnost klasifikace byla 92,1 %. Aby se snížily výpočetní náklady, byly zanedbány dva kanály s nejméně rozlišujícími informacemi, to vedlo k přesnosti klasifikace snížené o 4,08 %. [63] Studii by bylo vhodné rozšířit o více probandů, její výsledky mohou vést ke zkvalitnění života lidí s protetickým ramenním kloubem.

Výzkum **Simultaneous and Continuous Estimation of Shoulder and Elbow Kinematics from Surface EMG Signals** od autorů Zhang, Q., Liu, R., Chen, W. a Xiong, C. se zaměřuje na současnou a kontinuální metodu odhadu kinematiky pro několik stupňů volnosti, a to přes ramenní a loketní kloub horní končetiny. Přestože současný a kontinuální odhad kinematiky z povrchové elektromyografie je proveditelným způsobem, jak dosáhnout přirozené a intuitivní interakce člověk-stroj, jen málo prací zkoumalo odhad více kloubů horních končetin, ramen a loktů. Tento článek hodnotí proveditelnost odhadu kinematiky čtyř stupňů volnosti na rameni a lokti během koordinovaných pohybů paže. Experiment byl proveden na šesti mužích ve věku 23 let \pm 1 rok (váha 62 \pm 4,5 Kg). Všichni účastníci výzkumu měli dominantní pravou končetinu a neměli žádné neuromuskulární onemocnění horních končetin. iEMG bylo měřeno pomocí přístroje Me6000 od společnosti Mega Electronics Ltd. Probandi v rámci výzkumu prováděli 4 pohyby paže viz následující obrázek, kde je zároveň znázorněno nalepení elektrod.



Obrázek 3-2: Nalepení elektrod a pohyby v rámci experimentu [78]

Vzhledem k aplikaci této metody v mnoha odvětvích (exoskelety, protetika, rehabilitace paže apod.), je odhad výkonu prezentován různými způsoby dekompozice svalové aktivity. Tyto čtyři úhly kloubů byly souběžně a nepřetržitě měřeny pomocí EMG ve čtyřech koordinovaných pohybech paže. Průměrná přesnost odhadu při 70 intra cross validaci bylo 91,12 %, při 2 min cross cross validaci byla přesnost odhadu 87 %. [64] Výsledek naznačuje, že je možné využít tuto metodu pro odhad vícečetné kinematiky horních končetin.

Článek **EMG-based Estimation of Shoulder and Elbow Joint Angles for Intuitive Myoelectric Control** od autorů Qin Zhang, Chengfei Zheng a Caihua Xiong, se zabývá výzkumem povrchové elektromyografie v kontextu robotiky zaměřené na člověka. Pro pokročilé řízení pohybu byly navrženy metody dekódování EMG, které byly založeny na klasifikaci vzorů a metody kontinuální kloubové kinematiky. První z nich poskytoval hlavně binární příkaz k aktivaci jediného stupně volnosti nebo předdefinovaného vzoru pohybu najednou, zatímco druhý odhaloval hlavně kloubovou kinematiku individuálního pohybu. V rámci výzkumu bylo navrženo využití obou technologií k dosažení intuitivního odhadu úhlu kloubu pro více pohybů současně. Výsledek klasifikace byl použit pro výběr správného odhadu úhlu kloubu umělé neuronové sítě, který byl pro každý pohyb předem vyškolen. Přesnost klasifikace pohybu je kolem 92 % u čtyř subjektů s podporou nejmenších čtverců. Odhad úhlu kloubu představoval přibližně 80% přesnost čtyř pohybů paží u čtyř subjektů. [65]

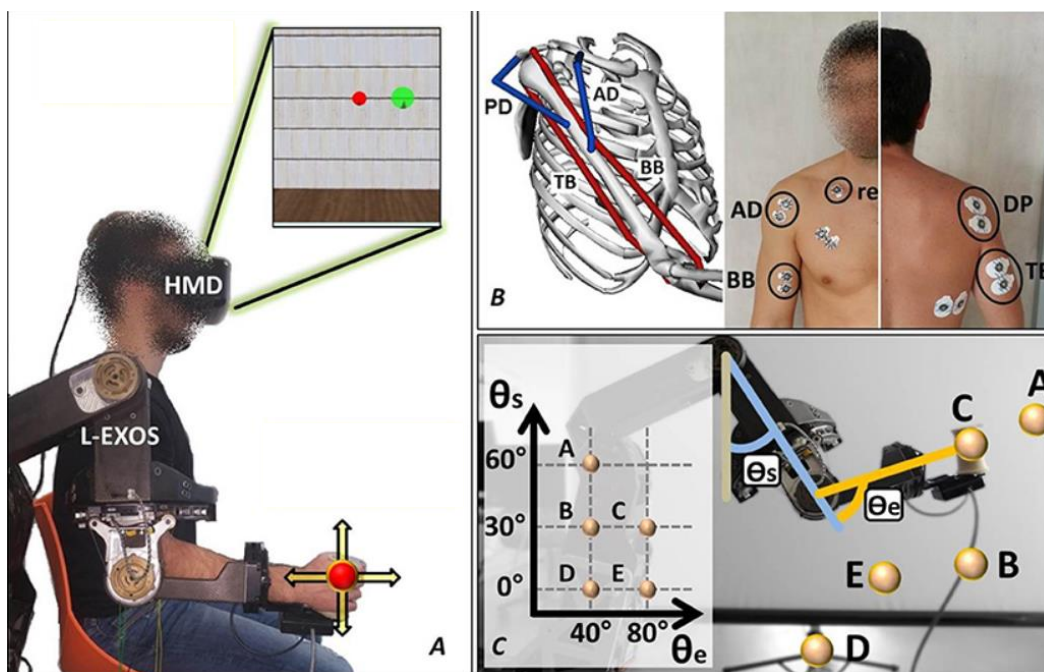
Článek **Estimation of Rotator Cuff Activity Using a Surface EMG During Shoulder External Rotation** od autorů Ando, T., Nihei, M. a Fujie, M.G se zabývá problematikou exoskeletálních robotů, kteří podporují pohyb horní končetiny (zejména u fyzicky slabých osob). Problém však nastává v případě rotace ramene, většina exoskeletů nepodporuje vnitřní/vnější rotaci v ramenním kloubu. Je to z toho důvodu, že vnitřní/vnější rotace je prováděna pomocí činnosti rotátorové manžety, která je uložena hluboko ve svalové vrstvě, a proto je velmi obtížné rozeznat signály svalové aktivity pomocí měření EMG.



Obrázek 3-3: Umístění elektrod [66]

Cílem studie bylo kvantifikovat rozdíly EMG mezi svaly na povrchu a mezi svaly v hluboké vrstvě. Dále byla aplikována diskriminace vnější rotace podle experimentálního hodnocení s dvanácti subjekty. Pro vyjádření charakteristiky vysokofrekvenční složky EMG byly vybrány čtyři druhy parametrů. Z výsledků vyplynulo, že tato metoda byla v 97 % případů úspěšná, proto je třeba rozeznávat, zda je aktivní hluboký nebo povrchový sval a rozlišit, které pohyby tyto svaly zahrnují. [66]

Případová studie **A Linear Approach to Optimize an EMG-Driven Neuromusculoskeletal Model for Movement Intention Detection in Myo-Control: A Case Study on Shoulder and Elbow Joints** od autorů Buongiorno, D., Barsotti, M., Barone, F., Bevilacqua, V. a Frisoli, A. se zabývá problematikou přenosu svalové aktivity člověka na stroj (robota) a tím návaznosti spojení člověk-stroj. Modely pro odhad lidské svalové síly jako je například měření EMG je v této problematice vhodným řešením. Vzhledem k průmyslové výrobě je však nutná optimalizace modelů, a to především kvůli přizpůsobení parametrů na konkrétní subjekty. Většina optimalizačních přístupů prezentovaných v literatuře nejsou z tohoto hlediska vhodná především kvůli dlouhým fázím nastavení a následné optimalizace. Proto byl pro predikci točivých momentů lokte a ramen navržen model NMS, ten porovnává dva optimalizační přístupy: metodu lineární optimalizace (LO) a nelineární metodu založenou na genetickém algoritmu (GA). LO optimalizuje pouze jeden parametr na sval, zatímco přístup založený na GA provádí hluboké přizpůsobení modelu svalu a upravuje dalších 12 parametrů na sval. EMG signály byly zkoumány na 7 zdravých probandech, kteří prováděli soubor cvičení s exoskeletem paže.



Obrázek 3-4: Průběh a nastavení experimentu [67]

Přestože obě optimalizační metody podstatně zlepšily výkon nezpracovaného modelu, výsledky studie naznačují, že LO by mohl být prospěšný s ohledem na GA. Ten je mnohem složitější, především z výpočetního hlediska a vede k minimálním zlepšením oproti LO. Z porovnání těchto metod také vyplynulo, že čím přesnější model je, tím účinnější by mohl být postup jeho optimalizace. Celkově byly dva optimalizované modely NMS schopny předpovědět ramenní a loketní pohyby s nízkou chybou. [67] Díky nízkým nákladům a krátké fázi nastavení je tato metoda vhodná pro zavedení do průmyslové výroby nebo na rehabilitace zdravotně indisponovaných osob.

3.4 Muskuloskeletální poruchy způsobené repetitivními pohyby horních končetin

Problematikou vlivu muskuloskeletálních poruch se zabývá pouze několik autorů, zároveň se ne všichni z nich zabývají vlivem opakovanosti pohybů na vznik muskuloskeletálních poruch horního aparátu. Autoři, kteří se touto problematikou zabývají nejvíce, jsou sepsáni v tabulkách níže – Tabulka 3.1 - ta obsahuje informace týkající se problematiky muskuloskeletálních poruch a opakovanosti pohybů předloktí a zápěstí pracovníků, Tabulka 3.2 je věnována problematice muskuloskeletálních poruch a repetitivností pohybů ramenního kloubu. Detailněji jsou poté popsány pouze publikace od autorů, kteří se zabývali ramenním kloubem či vlivem celé horní končetiny, ostatní autoři zaměřili svůj výzkum především na ostatní části horní končetiny, které nejsou pro budoucí práci příliš relevantní.

Tabulka 3-1: Autoři zabývající se problematikou muskuloskeletálních poruch a opakovaností pohybů – zápěstí, předloktí

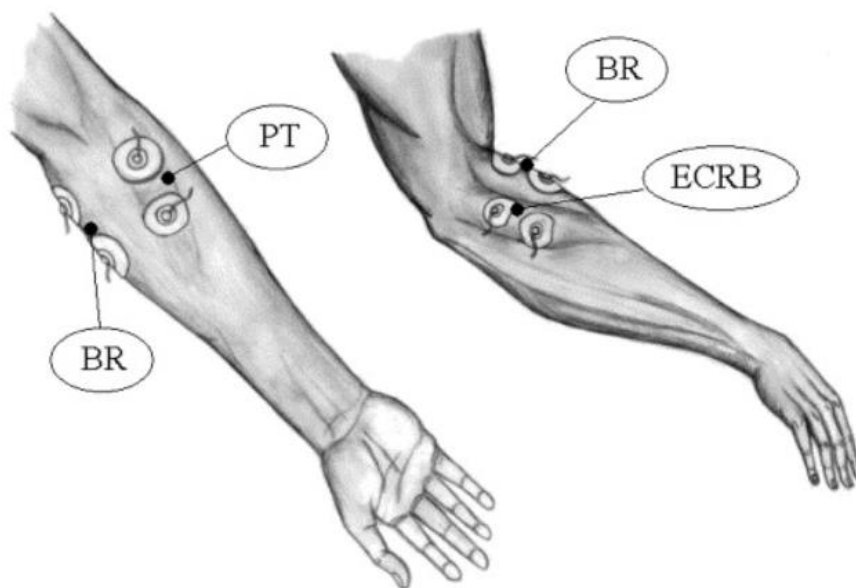
Autoři	Hodnocené parametry	Výstupy	Experiment
Kába, 2018 [68]	Vliv polohy zápěstí a lokte s různými závažími – porovnání mezi věkovými kategoriemi	Výsledky EMG měření – průměrné % Fmax	Jednoduché pohyby zápěstí a lokte – flexe/extenze/ulnární a radiální deviace s různými závažími
Faroog a kol., 2014 [82]	Kombinatorika pohybů flexe ramene a lokte v dostatečně nepohodlné poloze pro opakovaný úchop	Výsledky EMG, nepohodlí	Jednoduché opakované pohyby flexe ramene s flexí zápěstí, zároveň úchop o určité síle
Khan a kol, 2010 [69]	Deviace zápěstí, flexe/extenze zápěstí a rotace předloktí	Nepohodlí	Jednoduché opakované pohyby zápěstí – flexe/extenze
Khan a kol., 2009 a [70]	Deviace zápěstí a rotace předloktí	Nepohodlí	Opakovaný pohyb flexe/extenze zápěstí
Khan a kol., 2009 b [71]	Flexe/extenze zápěstí, rotace předloktí a úroveň vykonané síly	Nepohodlí	Opakovaný pohyb flexe/extenze zápěstí
Mukhopadhyay a kol, 2007 a [72]	Rotace předloktí	Nepohodlí a hodnocení času vytrvalosti	Přerušovaný izometrický kroučící moment
Khan a kol, 2003 [73]	Flexe zápěstí a síla stisku	Nepohodlí	Opakovaný grip a flexe zápěstí
O'Sullivan a Gallwey, 2005 [74]	Pronace a supinace zápěstí	Kroučící moment	Přerušovaný izometrický kroučící moment – extenze
Carey a Gallwey, 2002 [75]	Flexe/extenze a radiální/ulnární deviace zápěstí	Nepohodlí	Jednoduché opakované pohyby zápěstí – extenze/flexe

Za důležitý je považován výzkum M. Káby, který se ve své disertační práci věnuje vlivu pracovní polohy na lokální svalovou zátěž předloktí. Jeho výzkum je zaměřen na polohu lokte a zápěstí. Svůj výzkum dokládá experimentálními měřeními v laboratorních podmínkách. Lokální svalová zátěž je měřena integrovanou elektromyografií, pomocí přístroje EMG Holter od společnosti GETA, výsledky jsou hodnoceny pomocí průměrných % Fmax. [68]

Tabulka 3-2: Autoři zabývající se problematikou muskuloskeletálních poruch a opakovaností pohybů - rameno

Autoři	Hodnocené parametry	Výstupy	Experiment
Brookham a kol., 2010 [76]	Flexe/extense ramene při využívání lehkého manuálního náradí	Výsledky EMG, nepohodlí	Jednoduché pohyby horní končetiny při držení ručního nástroje
Mukhopadhyay a kol, 2009 [15]	Úhel natočení předloktí, úhly lokte a paže	Nepohodlí	Přerušovaný izometrický krouticí moment
Mukhopadhyay a kol, 2007 b [77]	Abdukce horní končetiny	Onemocnění a zranění – EMG měření ramenních svalů	Přerušovaný izometrický krouticí moment
O'Sullivan a Gallwey, 2002 [81]	Vytočení horní končetiny	Úhly lokte a ramene	Montážní úkol

Jak již bylo zmíněno výše, netřeba detailněji rozebírat studie autorů, zabývajících se především zápěstím a loktem. Autoři O'Sullivan a Gallwey se ve své publikaci **Upper-limb Surface Electro-myography at Maximum Supination and Pronation to the Effect of Elbow and Forearm Angle** zabývají vlivem vytočení předloktí v úkolech typických pro průmyslové úkoly, výzkum je primárně zaměřen na loket, ale neopomíjí vliv celé horní končetiny. Výzkum byl zaměřen nejenom na svalovou aktivitu svalů primárně určených k vytočení horní končetiny, ale také svalů, u kterých existuje určité riziko zranění v důsledku vysokých úrovní námahy během montážního úkolu vyžadujícího vytočení předloktí či celé horní končetiny. Výzkum byl proveden na 27 účastnících (mužích, dominantní končetina pravá), kteří provedli pohyb pronace a supinace ve čtyřech úhlech – 0°, 45°, 90° a 135°, zároveň byl proveden pohyb celé horní končetiny ve třech směrech (dopředu, dozadu, do strany). V rámci experimentu byl měřen elektrický potenciál určitých svalů – musculus pronator teres (pronující sval oblý – PT), musculus pronator quadratus (pronující sval čtyřhranný – PQ), musculus biceps brachii (dvojhlavý sval pažní – BB), musculus brachioradialis (sval vřetenní – BR), mid deltoid (deltový sval, DT) a extensor carpi radialis brevis (extensor, ECRB). Proces lepení elektrod byl proveden podle Hermense a kol. [68] elektrody byly umístěny dle Delagi a kol. [79] a dle Riek a kol. [80] viz obrázek níže.



Obrázek 3-5: Umístění elektrod dle [79] a [81]

Z výsledku vyplynulo, že směr pohybu má významný vliv na výsledkem měření ($p < 0,05$), úhel předloktí ($p < 0,05$), úhel lokte ($< 0,001$) a maximální vytočení ($< 0,001$). Největší vliv mělo vytočení předloktí ve směru supinace a loktem ohnutým do 135° , to bylo $16,2\text{Nm}$, maximální vytočení pro neutrální polohu předloktí s loktem ohnutým do 45° bylo $13,5\text{ Nm}$. Dále bylo zjištěno, že pro průmyslové úkony je vhodné volit pohyby lokte od 45° do 90° . Dvojhlavý sval pažní byl aktivní při vytočení v rámci pohybu supinace. Deltový sval a sval pronující oblý byly aktivní pro neutrální vytočení. Ostatní svaly byly aktivní v obou směrech vytočení horní končetiny. Dále vyšlo najevo, že extensor působí během supinačního vytočení jako hlavní tahač v prodloužení zápěstí s velmi malým účinkem loktu a předloktí. Výsledek měření však velmi závisí na úhlu předloktí. [81] Práce autorů je přínosná především pro pochopení správného umístění elektrod na extensor carpi radialis, flexor v tomto případě nebyl hodnocen. Zároveň je vhodný pro pochopení vlivu vytočení horní končetiny na svaly horní končetiny.

Z hlediska relevance budoucího výzkumu v rámci praktické části disertační práce je za důležitou publikaci považován článek od autorů Mukhopadhyay a kol., kteří se ve své publikaci **Upper Limb Discomfort Profile due to Intermittent Isometric Pronation Torque at Different Postural Combinations of the Shoulder-Arm System** zabývali úhlem rotace předloktí (3 úhly ramene – 45° , 90° a 135°) a ramene (45° flexe, 45° extense a neutrální poloha). Výzkum byl proveden na 27 účastnících - mužích (průměrný věk $23,5$ let, průměrná výška $178,5$ cm, průměrná váha $76,8$ Kg). Žádný z těchto účastníků neměl v historii žádnou muskuloskeletální poruchu či onemocnění. Úhly kloubů byly určeny na základě výzkumu z průmyslového podniku, takt pohybů byl určen na 15 pohybů/min. Během experimentu byla měřena elektrická aktivita svalů pomocí integrované elektromyografie přístrojem od společnosti CB Sciences model ETH 2001. Výsledek výzkumu byl, že úhel rotace předloktí ovlivňuje jeho točivý moment. Úhel předloktí a flexe/extense ramene však neměly významný vliv na nepohodlí účastníků. Další zkoumání odhalilo, že někteří účastníci výzkumu pociťovali větší diskomfort než ostatní, a to především při pohybu pronace předloktí, která byla označena

za nejproblematictější pohyb horní končetiny. [15] Článek byl vhodnou inspirací pro tvorbu experimentálního šetření v rámci samotné disertační práce.

Další studií je článek s názvem **Upper Limb Posture and Submaximal Hand Tasks Influence Shoulder Muscle Activity** od autorů R. L. Brookham, J. M. Wong a C. R. Dickerson, kteří se zabývali vlivem polohy ramene (flexe, rotace) při využívání lehkého ručního nástroje. Výzkum byl proveden na 10ti účastnících (5 žen a 5 mužů), jejichž dominantní končetinou je pravá ruka, všichni účastníci neměli nikdy diagnostikované žádné muskuloskeletární poruchy. EMG bylo zaznamenáváno na devíti ramenních svalech – trapezius, deltoid, lichoběžník apod. – viz obrázek níže.

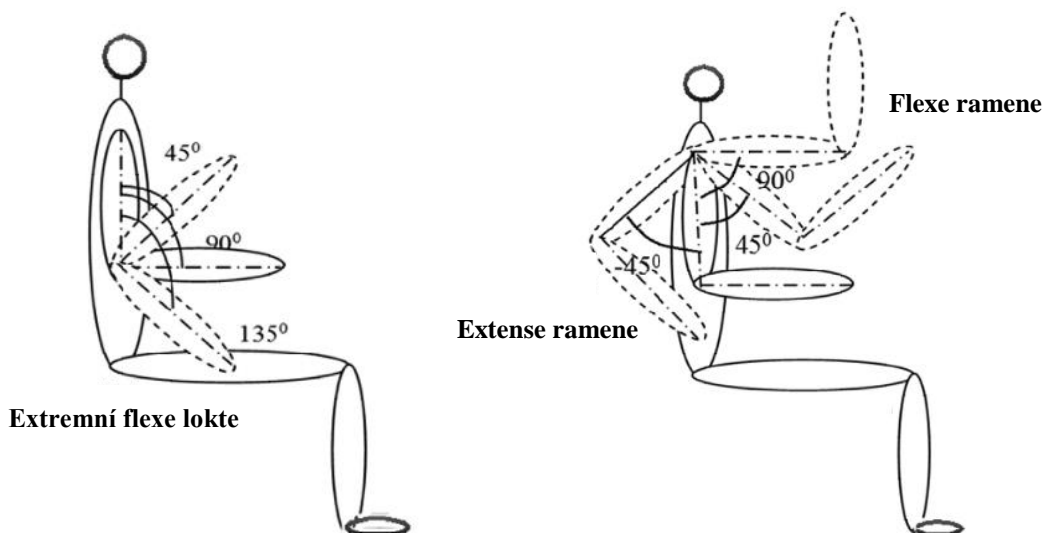


Obrázek 3-6: Průběh experimentu - flexe ramene bez rotace [76]

Výsledky výzkumu ukázaly, že pro snížení výsledků EMG dolního lichoběžníku by měly být úkoly jako je vrtání prováděny při neutrální výšce ramenního kloubu tzn. do -45° vnitřní rotaci, v případě mírně vyšší aktivace svalu je možné rameno zvednout do 60° flexe a -45° vnitřní rotace. [76] Tento výzkum má velký přínos především pro průmysl, lze identifikovat vzorce pro aktivaci svalů, a to s ohledem na držení těla a rukou při práci s lehkými nástroji. Správný postoj pomůže pracovníkům ke zvýšení produktivity, zároveň snižuje rizikovost práce a vliv na nemoci z povolání. Tato publikace je z hlediska dalšího výzkumu velmi podstatná. Autoři však nezkoumali vliv polohy ramene na předloktí zatěžované končetiny, nýbrž jen svalovou zátěž kolem ramene.

Článek **Effects of Shoulder Rotation Combined with Elbow Flexion On Discomfort and EMG Activity of ECRB Muscle** od autorů Farooq, M.a Khan, A.A. se zabývá muskuloskeletárními poruchami horních končetin, které jsou způsobeny špatným držením těla,

vysokou frekvencí pracovních úkonů či nadměrně vykonávanou silou. Ve studii byly zkoumány účinky flexe ramene spolu s flexí lokte, a to v dostatečně nepohodlné poloze pro opakovaný úchop. V rámci výzkumu byla provedena laboratorní experimentální simulace. Výzkum byl proveden na 10 účastnících, kteří prováděli předem definované pohyby horní končetiny: flexe ramene (-45° , 0° , 45° a 90°) se třemi úrovněmi flexe lokte (45° , 90° a 135°), viz obrázek níže.



Obrázek 3-7: Úhly flexe lokte a ramene

Každý účastník v rámci výzkumu provedl 12 pohybů, a to na základě náhodného pořadí. Závislými proměnnými byla vizuální analogová stupnice (skóre diskomfortu 100 mm) a integrovaná elektromyografie (iEMG) svalu Extensor Carpi Radialis Brevis, flexor v tomto případě nebyl zkoumán. Integrovaná elektromyografie byla měření pomocí přístroje Biometrics DataLog.



Obrázek 3-8: Průběh experimentu [82]

Úkolem experimentu byla úchopová síla $150 \text{ N} \pm 5 \text{ N}$ při frekvenci 15 pohybů/minutu po dobu 5 minut. Výsledky výzkumu ukázaly, že flexe ramene/extense a flexe lokte byly velice významné ($p < 0,001$). Bylo také zjištěno, že flexe ramene (45°) v kombinaci s úhlem flexe lokte v ohybu 45° je z hlediska držení těla nejvíce nepohodlné. Praktický význam studie spočívá ve zjištění těch nejvíce nepohodlných poloh pracovníků a z hlediska muskuloskeletálních poloh by se těmito polohám měli pracovníci vyhýbat. [82] Výzkum tohoto charakteru je velice důležitým milníkem této problematiky, a to především proto, že se autoři nezabývají vlivem pohybu ramene a svalovou zátěží ramene či deltoиду, ale pohybu ramene, a svalové zátěže extensoru carpi radialis brevis. Nevýhodou je využívání jiného typu měřicí technologie. Dle interních výzkumů zaměřených na porovnávání používané měřicí technologie pro integrovanou elektromyografii však bylo zjištěno, že přístroj Biometrics Datalog a Holter od společnosti GETA dosahují obdobných výsledků.

4 SHRUTÍ POZNATKŮ A TEORETICKÝCH VÝCHODISEK PRÁCE

Jak již bylo zmíněno výše, ergonomie je v průmyslovém podniku obvykle chápána jako nástroj pro zabezpečení efektivnější výroby a zajištění konkurenceschopnosti podniku. Mezi její hlavní úkoly patří především zajištění organizačních a technických podmínek pro zefektivnění lidské práce, snížení nepřiměřené lidské zátěže, čímž se zvýší efektivní výroba a pracovní pohoda zaměstnanců. Vše musí být zajištěno bez nebezpečí zdravotního poškození pracovníků. Produktivita pracovníků je velmi důležitým faktorem pro hodnocení hospodářského růstu podniku, nesmí však být opomíjena humanitní stránka věci. Vztah mezi těmito faktory byl potvrzen mnoha autory. Produktivitu pracovníka ovlivňuje nejenom technické zařízení, vybavení pracoviště, společenské klima, osobní vztahy a forma spolupráce mezi kolegy, ale také pracovní polohy a jejich vliv na zdraví pracovníka. Pracovní zátěž lze obecně rozdělit na dvě kategorie:

- pracovní zátěž fyzickou,
- pracovní zátěž psychickou.

Vzhledem k prostudovaným studiím týkajících se muskulosekeletálních poruch bylo zjištěno, že nejčastější poruchou jsou poruchy horních končetin, které jsou způsobeny přetěžováním a repetitivními pohyby.

Prostudováním platných právních předpisů a technických norem byl zjištěn značný nedostatek týkající se poloh horních končetin. Česká legislativa se věnuje celkové fyzické zátěži, lokální svalové zátěži, hodnocení manipulace s břemeny a pracovním polohám. Všechny tyto faktory však hodnotí zvlášť. V rámci řešení pracovních poloh legislativa určuje rozsah horní končetiny v stupních, neřeší však váhu břemena, s kterou je možné v rámci pracovní polohy manipulovat. Jedna z možností, jak hodnotit vliv polohy horní končetiny s určitým závažím je integrovaná elektromyografie, která se používá pro měření lokální svalové zátěže předloktí (svaly extensor a flexor). V České republice je povoleným přístrojem pro měření a kategorizaci prací z hlediska lokální svalové zátěže EMG Holter od společnosti Geta.

Rešerše odborné literatury byla zaměřena především na problematiku pracovní polohy horní končetiny (obzvláště ramene) a integrovanou elektromyografii a pojmy spojené s ní.

Provedená rešerše vědeckých publikací se dá rozdělit do čtyř kategorií:

- **Hodnocení lokální svalové zátěže – rameno, krk, deltoid, předloktí** – jedná se o publikace věnující se metodě integrované elektromyografie, kde autoři prací hodnotili vliv ramene, krku, deltoidu či předloktí při určitých experimentech či pracovních úkonech. Autoři však neměřili EMG na předloktí, nýbrž na výše zmíněných svalech. Dalším problémem je využití odlišné měřicí techniky. Jedním z největších problémů je provedení experimentů na malém vzorku účastníků, například autoři [52] provedli experiment na pouze 2 účastnících, což je z hlediska statistického vyhodnocení nevhodné.
- **Hodnocení svalové zátěže ramene, krku a deltoidu při práci u počítače** – publikace věnující se problematice vlivu polohy ramene při práci u PC,

tomuto se věnovali 2 autoři. Ti pro výzkum využili experimentální pokusy při práci na PC. Během experimentů byl na účastnících měřen elektrický potenciál svalů – autoři však neměřili lokální svalovou zátěž předloktí, nýbrž ramenních či trapézových svalů. Další nevýhodou je využívání jiného měřicího zařízení. Vzhledem k nízkému počtu vzorku probandů (do 15) lze výzkumy považovat spíše za předběžné výsledky, pro objektivní hodnocení je vhodné doplnit výzkum více daty z měření.

- **Kinematika robotické končetiny a umělé paže za využití iEMG** – problematika týkající se kinematiky robotické končetiny a umělé paže za využití iEMG je v dnešní době velmi populární a poměrně rozsáhlá. Autoři se zabývají rozpoříváním umělých končetin pomocí výsledků elektrického potenciálu získaného na svalech horní končetiny. iEMG je však opět měřeno především na ramenních svalech, nikoliv na předloktí. Nastává zde obdobný problém jako u předešlých kapitol, kdy pro měření elektrického potenciálu svalů bylo využito odlišné měřicí zařízení. V budoucnu by však výsledky disertační práce mohly poskytnout data pro navazující práci, která by se věnovala právě této problematice.
- **Muskuloskeletální poruchy způsobené repetitivními pohyby horních končetin** – za nejdůležitější výzkum jsou považovány rešerše v této kapitole, která se zabývá muskuloskeletálními poruchami způsobenými repetitivními pohyby horních končetin. Rešerše popisuje nejenom práce zabývající se pohybem ramene, ale také práce, které se zabývají pohybem loktů či zápěstí. Experimenty jsou však popsány spíše okrajově. Následně jsou zmíněny publikace, které se zabývají vlivem polohy ramene na vliv lokální svalové zátěže. Pouze jedna publikace se věnuje vlivu polohy ramene na vliv lokální svalové zátěže předloktí a hodnotí svalovou zátěž extensoru (flexor v tomto případě nebyl zkoumán). Výzkum byl proveden na 10 účastnících, kteří prováděli předem definované pohyby horní končetiny: flexe ramene (-45°, 0°, 45° a 90°) se třemi úrovněmi flexe lokte (45°, 90° a 135°). Nevýhodou výzkumu je nízký počet probandů, který by bylo vhodné rozšířit.

Dále byla provedena rešerše metody integrované elektromyografie či technického vybavení, které je k měření potřeba. V rámci rešeršní části bylo zjištěno, jak správně manipulovat s elektrodami, na jaké místo je nalepit, či jak v rámci měření lokální svalové zátěže měřit maximální svalovou sílu účastníků výzkumu.

Jak již bylo zmíněno výše, nevýhodou rešerší je obvykle velmi nízký počet účastníků měření. Zároveň nelze výsledky kvůli využití jiné měřicí techniky ve všech případech porovnávat.

Za zmínku také stojí práce M. Káby, která se věnuje obdobné problematice. Jeho výzkum je zaměřen na vliv polohy lokte a zápěstí, výzkum byl proveden s obdobnou měřicí technikou.

[68]

Provedené rešerše a z nich vyplývající závěry poskytují ucelený pohled na problematiku vlivu polohy ramenního kloubu a hodnocení lokální svalové zátěže. Na základě této rešerše byly stanoveny níže uvedené dílčí teze disertační práce:

- Doposud provedené výzkumy byly realizovány s jinou měřicí technikou, než je certifikovaná pro Českou republiku.
- Provedené výzkumy vlivu polohy ramene na lokální svalové zatížení byly zaměřeny na ramenní sval, nikoliv předloktí horní končetiny.
- Nebyl vytvořen model sloužící k predikci závislosti lokální svalové zátěže předloktí na poloze ramenního kloubu horní končetiny.
- Predikce lokální svalové zátěže je v praxi prováděna především na základě pozorování.
- Nalepení elektrod má významný vliv na výsledek EMG měření.
- BMI má vliv na výsledky měření lokální svalové zátěže.
- Repetitivní pohyby mají velký vliv na vznik muskuloskeletálních poruch horního aparátu.
- V průmyslových podnicích roste význam ergonomie, důraz je kladen především na repetitivnost pohybů a pracovní polohy.

5 CÍL DISERTAČNÍ PRÁCE A HYPOTÉZY

S ohledem na teoretické závěry, které jsou definovány v předchozí kapitole a zjištěnou skutečnost, že v prostudované odborné literatuře, zaměřené na oblast polohy horní končetiny a její vliv na lokální svalové zatížení, nebyl nalezen model, který by umožňoval predikovat hodnoty svalového zatížení předloktí. Byl z tohoto důvodu definován hlavní cíl disertační práce, který je uveden níže. Dalším důvodem, proč se orientovat právě tímto směrem je fakt, že v průmyslových podnicích je tato oblast stále často opomíjena. I přesto, že je obor ergonomie ve světě stále více diskutovaný, v České republice je ergonomie brána spíše jako postranní a legislativou nucená aktivita, nikoliv jako nástroj pro efektivní úpravu pracoviště, díky kterému je možné například zvýšit produktivitu pracovníků, ale především pomoci zabránit vzniku muskuloskeletálních poruch či pracovním úrazům.

Cílem disertační práce je vytvoření modelu závislosti pracovní polohy ramenního kloubu na svalovém zatížení předloktí. Pro pochopení vazeb mezi těmito činnostmi je třeba zrealizovat experimentální měření v laboratorních podmínkách, kde budou probandi provádět kontrolované pohyby s různými závažími. Výsledky experimentu budou následně statisticky vyhodnoceny a verifikovány za účelem stanovení konkrétních závěrů práce.

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

Jednotlivé dílčí cíle:

- Výběr vhodného a reprezentativního vzorku respondentů pro provedení výzkumu.
- Provedení experimentů měření lokální svalové zátěže s ohledem na zvolené pracovní polohy ramene.
- Statistické vyhodnocení a validace získaných dat.
- Stanovení závěrů, verifikace daných hypotéz.
- Matematický popis závislosti mezi polohou ramene s výslednými hodnotami lokální svalové zátěže.

Z hlavního cíle a jednotlivých dílčích cílů vplynuly následující hypotézy, které budou ověřovány v rámci disertační práce:

H1: „Svalové zatížení flexorů i extensorů je v případě předpažení (flexe) nižší než v případě upažení (abdukce).“

H2 „Existuje závislost mezi úhlem v rameni, zátěží a lokálním svalovým zatížením předloktí.“

H3: „Lze vytvořit model pro predikci svalového zatížení předloktí v závislosti na hmotnosti manipulovaného břemene a polohy horní končetiny.“

6 NÁVRH VÝZKUMU HODNOCENÍ LOKÁLNÍ SVALOVÉ ZÁTĚŽE S OHLEDEM NA PRACOVNÍ POLOHU HORNÍ KONČETINY

Tato kapitola je klíčovou částí disertační práce. Shrnuje nejenom standardní operační postup, který byl využit při měření lokální svalové zátěže, ale také využitou měřicí techniku. Zároveň obsahuje popis experimentů a popis výzkumného vzorku.

6.1 Popis experimentů

Pro stanovení vhodné metodiky experimentů se vycházelo ze zkušeností odborníků zabývajících se obdobnou problematikou viz. kapitola 3. a z prostudovaných legislativních nařízení či technických norem zabývajících se ergonomií. V rámci experimentu byl pozorován pohyb obou horních končetin s detailním zaměřením na pracovní polohu, hmotnost manipulovaného břemene a velikost svalového zatížení. Výzkum byl zaměřen na dynamickou aktivitu horních končetin, a to v šesti polohách ramenního kloubu:

- flexe ramenního kloubu 0°- 40°
- flexe ramenního kloubu 0°- 60°
- flexe ramenního kloubu 0°- 80°
- abdukce ramenního kloubu 0°- 40°
- abdukce ramenního kloubu 0°- 60°
- abdukce ramenního kloubu 0°- 80°

Navržený popis rozsahu pohybů horních končetin vychází z platných právních předpisů (NV 361/2007 Sb.) a technických norem (ČSN EN 1005). Veškeré pohyby byly provedeny vstoje. Pracovní polohy byly zkoumány s různými vahami manipulovaného břemene (závaží) – 0 Kg, 2 Kg, 4 Kg, 6 Kg, 8 Kg, 10 Kg. Ženy v rámci experimentu manipulovaly pouze se závažími do 6 Kg. Vzhledem k povaze práce a návaznosti na průmyslové podniky byla veškerá závaží manipulována v rámci experimentu nadhmatem. Nadhmat simuluje manipulaci s díly ve standardní průmyslové výrobě (dosahy do KLT boxů, odebírání z polic apod.).

Po nalepení elektrod snímajících svalové zatížení předloktí a nastavení samotného měření byl probandovi vysvětlen průběh experimentu, který byl standardizován pro všechna měření. Nejprve byl změřen pohyb flexe ramenního kloubu - účastník experimentu nejprve provedl jeden pohyb s jednou hmotností, každý pohyb trval 2 – 3s. Po skončení definovaného pohybu si horní končetina odpočinula v neutrální poloze po dobu cca 15s, následně se uskutečnil pohyb stejného charakteru, avšak s vyšším závažím. Nejprve byla vždy měřena pravá horní končetina, po provedení definovaných pohybů se všemi závažími byly experimenty provedeny levou horní končetinou. Úhel pohybů horních končetin byl v průběhu experimentu měřen standardním goniometrem. Jednotlivá měření svalové zátěže byla provedena s využitím zařízení EMG Holter a souvisejícím softwarem pro záznam měření.

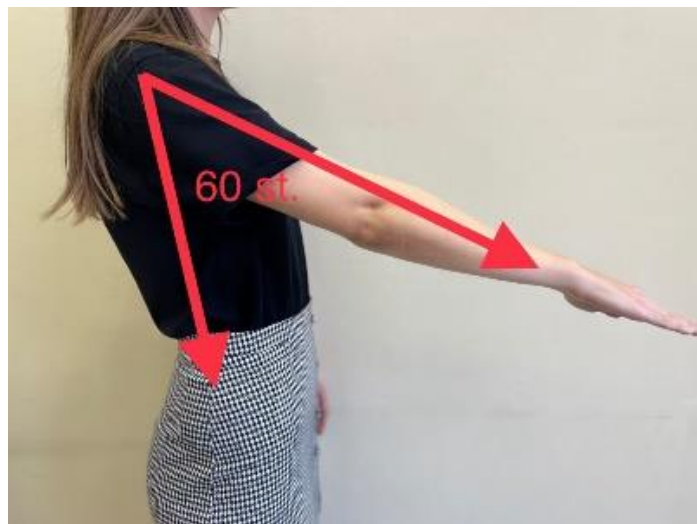
6.1.1 Flexe ramenního kloubu

Proband postupně manipuloval se závažími do určených úhlů horní končetiny. Na začátku každého pohybu byla horní končetina nastavena do neutrální polohy (podél těla – ramenní kloub v 0°). Jeho rameno bylo poté předpaženo do flexe 40° , proband postupně držel v horní končetině závaží (0 Kg, 2 Kg, 4 Kg, 6 Kg, 8 Kg, 10 Kg – v případě žen pouze do 6 Kg). Dlouhodobě je známo, že ženy mají 2/3 fyzické kapacity, co muži, to se potvrdilo i při provádění experimentů a při manipulaci se závažími, proto i hmotnost zvedaného závaží byla u žen nižší.

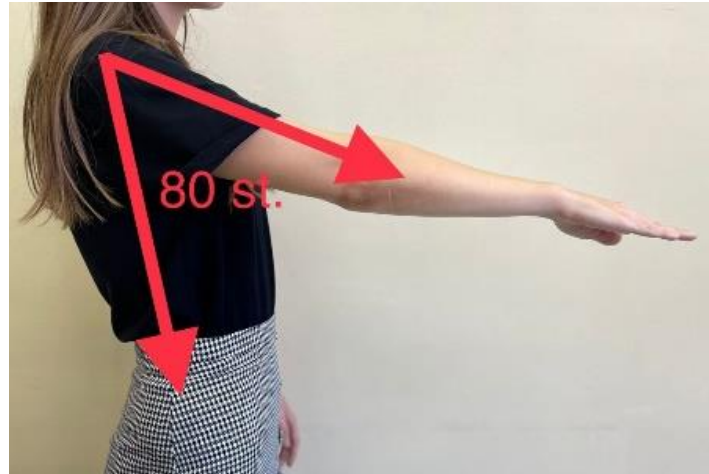
Účastníci experimentu vždy začínali pravou horní končetinou, po provedení pohybu se všemi závažími bylo závaží předáno do horní končetiny levé. Závaží bylo drženo nadhmatem. Situace se opakovala i s dalšími sledovanými úhly – 0° - 60° a 0° - 80° . Vizualizace provedených experimentů je znázorněna na fotografiích níže.



Obrázek 6-1: Flexe HK do 40°



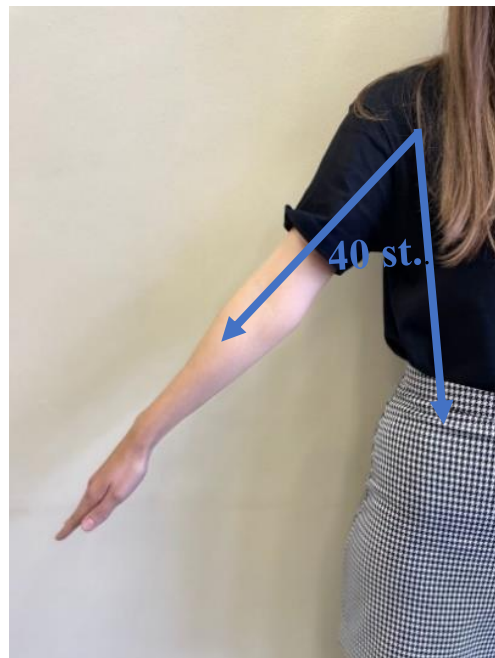
Obrázek 6-2: Flexe HK do 60°



Obrázek 6-3: Flexe HK do 80°

6.1.2 Abdukce ramenního kloubu

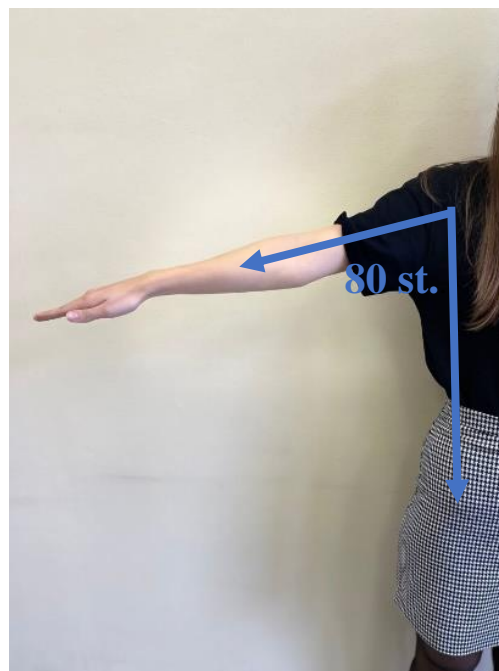
Proband postupně manipuloval se závažími do určených úhlů horní končetiny. Na začátku každého pohybu byla horní končetina nastavena do neutrální polohy (podél těla – ramenní kloub v 0°). Jeho rameno bylo poté upaženo do abdukce 40°, proband postupně držel v horní končetině závaží (0 Kg, 2 Kg, 4 Kg, 6 Kg, 8 Kg, 10 Kg – v případě žen pouze do 6 Kg). Účastníci experimentu vždy začínali pravou horní končetinou, po provedení pohybu se všemi závažími bylo závaží předáno do horní končetiny levé. Závaží bylo drženo nadhmatem. Situace se opakovala i s dalšími sledovanými úhly – 0°- 60° a 0°- 80°. Vizualizace provedených experimentů je znázorněna na fotografiích níže.



Obrázek 6-4: Abdukce HK do 40°



Obrázek 6-5: Abdukce HK do 60°



Obrázek 6-6: Abdukce HK do 80°

6.2 Způsob sběru a vyhodnocení dat

Experiment byl proveden buď v laboratorních podmínkách na Západočeské univerzitě, anebo v prostorách vybraných průmyslových podniků. Měření každého probanda bylo v průměru na 50 minut. Na počátku měření byly zaznamenány základní údaje o účastnících experimentu (věk, výška, váha, pracovní zařazení, dominantní končetina). Na počátku samotného měření bylo potřeba u probanda zjistit F_{max} , takzvanou maximální volní svalovou sílu, kterou je člověk schopen dosáhnout při maximálním volním úsilí

vynakládáním konkrétními svalovými skupinami v předem definované pracovní poloze. Zjištění % Fmax bylo ověřováno dynamometrem JAMAR Plus. Síla probandů byla ověřována dle [83]. Jedná se o referenční sílu pro porovnávání sil naměřených při experimentu.

Pro měření Fmax byly určeny následující podmínky:

- zjištění Fmax probíhá vstoje,
- referenční síla je měřena před začátkem provádění experimentů a na konci samotného měření,
- síla je postupně měřena ve třech polohách předloktí:
 - předloktí je v pravém úhlu - pistolový úchop (neutrální poloha předloktí a zápěstí),
 - předloktí v pravém úhlu - dynamometr je držen nadhmatem,
 - předloktí pravém úhlu dynamometr je držen podhmatem,
- paže musí být ohnuta do 90° v lokti,
- síla by měla být držena 2 – 3s.

Následně byla měřena lokální svalová zátěž dle předem definovaných pracovních pozic dle nastaveného metodického postupu. Data z měření byla ukládána do softwaru EMG Analyzer, který je přidruženým softwarovým řešením pro vyhodnocení integrované elektromyografie pomocí EMG Holteru od společnosti Geta. Vyhodnocení proběhlo standardně dle manuálu a schváleného metodického pokynu pro měření lokální svalové zátěže v České republice. Následně byla data přepsána do Microsoft Excel a statisticky vyhodnocena v programu MATLAB a Minitab.

6.3 Rizika spojená s realizací výzkumu

Experimentální výzkum je spojen s řadou potenciálních rizik, která bylo potřeba minimalizovat. Lze je obecně rozdělit na rizika technická a procesní.

Mezi rizika technická lze zařadit jakoukoliv špatnou manipulaci s měřidlem – od špatného zapojení kabelů, vložení baterií, nevhodného nastavení citlivosti měřidla či chybě při stahování naměřených dat. Data bylo potřeba vzhledem k nestálosti softwaru ihned po měření exportovat na externí disk, kde byla zálohována.

Mezi rizika procesní lze zařadit všeobecně špatně provedené měření, tedy nerespektování metodického pokynu pro měření lokální svalové zátěže – tímto je myšleno například nalepení elektrod na jiné svalové skupiny předloktí horních končetin. Do procesních rizik lze taktéž zařadit chybu provedenou v přepisu dat, ať se jedná o data ze samotného měření či data spojená s participanty výzkumu. Zvolení nevhodné statistické metody pro vyhodnocení hypotéz je taktéž považováno jako riziko procesního charakteru. Zároveň je rizikem výběr nevhodného účastníka výzkumu – osoby se zapřenými zdravotními problémy s horními končetinami či osoby s malou vstupní silou, i z toho důvodu byla metodika v prvotní fázi výzkumu upravena.

Po pilotních experimentech byla upravena metodika pro provedení experimentů u žen – v prvních 10 případech byl experiment u žen prováděn se všemi závažími (tzn. od 0 Kg – 10 Kg), již při samotném pozorování bylo zjevné, že poloha horních končetin

při manipulaci s těžšími břemeny (8 Kg, 10 Kg) nespĺňuje definované limity. Z tohoto důvodu byla metodika pro ženské pohlaví upravena a manipulace s břemeny o váze 8 Kg a 10 Kg byla vynechána. Eliminací těchto pohybů bylo minimalizováno riziko potenciálního úrazu participantů výzkumu.

6.4 Výzkumný vzorek

Experimenty byly provedeny na celkovém vzorku 180 participantů (91 mužů, 89 žen), všichni pravostranné laterality. Vzhledem k reprezentativnosti zkoumaného vzorku byli participanté výzkumu rozděleni do 4 věkových kategorií dle Eurostatu [84]:

- 15 – 24 let – mladí,
- 25 – 39 let – mladí dospělí,
- 40 – 54 – dospělí,
- 55 – 64 – starší pracovníci.

Dvě věkové kategorie (dospělí, starší pracovníci) v mužské části participantů výzkumu disponovali průměrně indexem tělesné hmotnosti mezi 25 – 28 body, tzn. nadváha. Ostatní věkové kategorie obou sledovaných skupin měly optimální index tělesné hmotnosti. S problematikou nadváhy lze však při měření pracovat díky nastavení citlivosti přístroje. Síly stisku horních končetin byly komparovány s [83], všichni účastníci experimentu byli v limitu. V případě nedostatečné síly horních končetin byl potenciální participant z výzkumu eliminován a nahrazen participantem jiným.

Detailní popis participantů je v tabulkách níže (rozděleno dle pohlaví).

Tabulka 6-1: Vzorek - muži

Věková kategorie [roky]	Věk [roky]	Výška [cm]	Váha [Kg]	BMI	Síla stisku pravé horní končetiny [Kg]	Síla stisku levé horní končetiny [Kg]	Počet participantů
15 – 24	23,04	179,85	77,28	23,87	53,41	49,66	21
25 – 39	28,76	180,90	79,72	24,32	54,58	52,19	30
40 – 54	46,51	179,29	82,48	25,61	56,38	55,13	27
55 - 64	61,00	176,00	88,83	27,31	47,48	47,28	13

Tabulka 6-2: Vzorek - ženy

Věková kategorie [roky]	Věk [roky]	Výška [cm]	Váha [Kg]	BMI	Síla stisku pravé horní končetiny [Kg]	Síla stisku levé horní končetiny [Kg]	Počet participantů
15 – 24	21,81	169,33	59,78	20,83	30,37	27,72	21
25 – 39	29,34	168,38	59,86	21,20	28,82	26,64	26
40 – 54	46,16	170,76	68,24	23,44	31,08	29,86	25
55 - 64	60,14	164,85	64,5	23,78	28,57	26,50	17

Pro komparaci dat byl vzorek participantů vybrán z několika okruhů, a to konkrétně administrativa (8 % participantů), operátoři výroby v průmyslových podnicích (37 % participantů), pracovníci logistiky (28 % participantů) a studenti Západočeské univerzity (27 % participantů).

7 POUŽITÉ VĚDECKÉ METODY

Předpokladem pro vytvoření vědecké práce je znalost základních vědeckých přístupů a metod. Aplikace těchto metod povede ke vzniku nově navrhovaného modelu. Model bude vytvořen nejenom s pomocí obecných vědeckých metod, ale také několika specifických vědeckých metod. Jejich popis je níže.

7.1 Obecné vědecké metody

Obecné vědecké metody jsou vyznačovány tím, že neslouží k úzce spjatému, specializovanému či vymezenému účelu, ale mohou být využitelné v mnoha různých případech a situacích. Jednotlivé obecné metody jsou detailněji popsány níže a k jejich popisu bylo čerpáno z literatury. [85] Jedná se především o tyto metody:

- **Analýza** - popis faktického nebo myšlenkového rozčlenění celku na části. Rozbor jeho vlastností, vztahů a faktu, které postupují od celku k částem.
- **Syntéza** - postupuje od části k celku, dovoluje si poznávat objekt jako jediný celek.
- **Metoda porovnávání** – tato metoda umožňuje určit to, co odlišuje dva jevy, nebo naopak to, co je jim společné. Objekty jsou srovnávány podle nejdůležitějších znaků, které jsou podstatné z hlediska zkoumané stránky objektu.
- **Tvůrčí metody** – cílem tvůrčího myšlení je zvýšit pravděpodobnost úspěšného vyřešení problému v průběhu procesu. Za pomoci tvůrčích metod bude vytvořen nový model pro zjištění závislosti pracovní polohy ramenního kloubu na svalovém zatížení předloktí.
- **Systémový přístup** – na předmět zájmu je nahlíženo jako na systém a jsou zvažovány všechny jeho děje a části ve významných souvislostech. Systémem se rozumí neprázdná množina prvků a množina vazeb mezi nimi. Vlastnosti prvků a vazeb mezi nimi pak určují vlastnosti chování celku. Systémový přístup bude využíván v rámci celého průběhu řešení disertační práce.

7.2 Specifické vědecké a statistické metody

V disertační práci budou použity kromě obecných vědeckých metod také následující specifické metody.

- **Experiment** – jeho základní vlastností je to, že výzkumník aktivně a úmyslně přivodí určitou změnu situace, okolností nebo zkušeností sledovaných jedinců. Poté sleduje změnu jedinců. Výzkumník tedy manipuluje nezávisle proměnnými X a měří změnu zvolených závisle proměnných Y. Experiment však musí být připraven do všech podrobností, a to již před započítím sběru dat. Cílem je zamezení tomu, aby závěry byly ovlivněny rušivými proměnnými.
- **Statistické vyhodnocení** – bude využito k analýze získaných dat. Statistické vyhodnocení pomáhá verifikovat výsledky výzkumu. V následujících kapitolách jsou uvedeny dílčí statistické analýzy, které byly využity k vyhodnocení získaných dat z provedených experimentů.

7.2.1 Logistická regrese

V rámci logistické regrese je uvažována binární závislá proměnná Y , která nabývá hodnot 0 a 1. Zajímá nás, jak pravděpodobnost výskytu jevu $Y = 1$ (tj. pozice je vhodná), závisí na jedné nebo více veličinách x_i . Hodnota pravděpodobnosti $P(Y = 1)$ leží mezi hodnotami 0 a 1. Vztah mezi touto pravděpodobností za podmínek daných hodnotami nezávisle proměnných x_i lze vyjádřit rovnicí následovně:

$$\ln\left(\frac{P^x}{1-P^x}\right) = \beta_0 + \sum_i \beta_i x_i,$$

kde zlomek $\frac{P}{1-P}$ označuje hodnotu šance zkoumaného jevu $y = 1$ a jeho logaritmus, tj. výraz $\ln\left(\frac{P}{1-P}\right)$ se nazývá logit čísla P . Ekvivalentně lze model vyjádřit následovně:

$$P(Y = 1|x) = P^x = \frac{\exp(\beta_0 + \sum_i \beta_i x_i)}{1 + \exp(\beta_0 + \sum_i \beta_i x_i)}.$$

Vzorec s dopočítanými koeficienty β_i následně umožňuje spočítat pravděpodobnost jevu $Y = 1$ při zadání hodnot nezávislých proměnných x_i (tj. lze vypočítat, s jakou pravděpodobností je za určitých podmínek pozice vhodná). Z hodnot koeficientů β_i je zároveň možné říci, jakým způsobem která nezávislá proměnná ovlivňuje pravděpodobnost jevu $Y = 1$, tedy pravděpodobnost vhodnosti pozice. [86][87]

Logistická regrese byla využita pro ověření hypotézy H1, zároveň sloužila pro vytvoření matematického modelu pro predikci zatížení horních končetin.

7.2.2 ANOVA

Pro posouzení vlivu kategoriálních proměnných, které nabývají více než dvou hodnot (v případě vyhodnocení experimentů proměnné Level a Kg) na spojitou – závislou proměnnou (% Fmax) se běžně využívá tzv. analýza rozptylu (ANOVA). Tato metoda umožňuje srovnávat mezi sebou libovolné množství průměrů.

Pro analýzu vlivu jedné kategoriální proměnné (faktoru) lze využít analýzu rozptylu při jednoduchém třídění (one-way ANOVA), která zkoumá, zda jsou skupiny dané jedním faktorem (např. faktor Level definuje skupiny 40°, 60° a 80°) podobné. Pro analýzu vlivu dvou faktorů zároveň (tj. Level i Kg) na závislou proměnnou lze použít tzv. analýzu rozptylu dvojnásobného třídění (two-way ANOVA).

ANOVA v obou verzích požaduje splnění několika předpokladů, aby její výsledky byly validní. Jsou to:

- Všechna měření musí být vzájemně nezávislá uvnitř skupin i mezi skupinami.
- Měření v každé skupině jsou normálně rozdělena.
- Ve všech skupinách mají měření stejný rozptyl kolem průměru. [87]

Analýza rozptylu ANOVA byla využita v prvotní fázi ověřování hypotézy H2. Hypotéza byla testována na hladině významnosti 5 %.

7.2.3 Friedmanův test

Jedná se o test, který lze použít v případě nesplnění předpokladů metody ANOVA pro jednoduché třídění a pouze v případě, kdy se jedná o tzv. párové výběry (srovnávají se různá měření u jednoho stejného subjektu). Pro dvojnásobné třídění neexistuje neparametrická varianta. U Friedmanova testu byla využita i tzv. post-hoc analýza, díky které lze říci konkrétně, které úrovně faktoru se od sebe statisticky liší a které nikoliv. Výsledky jsou zapisovány pomocí písmen označující tzv. skupinu – pokud jsou některé úrovně faktoru zařazeny do stejné skupiny, není mezi nimi statisticky významný rozdíl. [87]

Vzhledem k nesplnění vstupních předpokladů pro použití analýzy rozptylu ANOVA (viz výše) byl pro vyhodnocení hypotézy H2 využit Friedmanův test pro ověřování každého faktoru zvlášť.

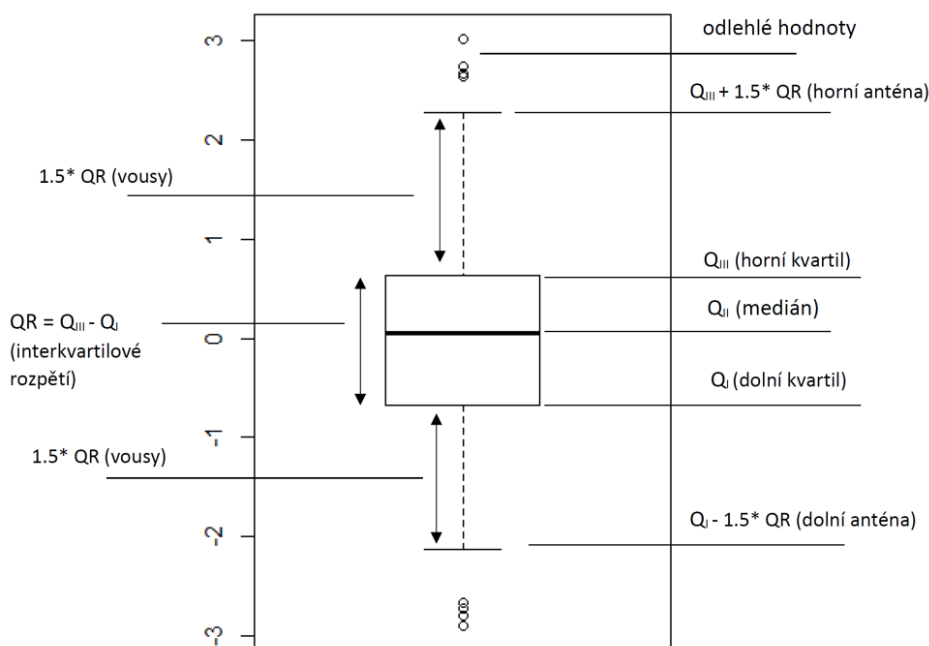
7.2.4 Rozptyl

Rozptyl se používá v teorii pravděpodobnosti a ve statistice. Určuje charakteristiku variability rozdělení pravděpodobnosti náhodné veličiny, která vyjadřuje variabilitu rozdělení souboru náhodných metod kolem její střední hodnoty. [86]

Rozptyl hodnot byl využit využit během vyhodnocení hypotézy H1 a H2, grafické znázornění rozptylu hodnot bylo znázorněno pomocí krabicových grafů (boxplotů), viz níže.

7.2.5 Krabicový graf (Boxplot)

Jedná se o způsob grafické vizualizace numerických dat pomocí kvartilů, zároveň lze díky nim vyobrazit případná odlehlá pozorování. [86]



Obrázek 7-1: Popis boxplotu - krabicového grafu [68]

Boxploty byly využity ke znázornění rozptylu hodnot a k nalezení odlehlého pozorování v rámci hodnocení hypotézy H1 a H2.

7.2.6 Test normality (Anderson Darlingův test)

Andersonův-Darlingův test normality je jedním ze tří obecných testů normality navržených tak, aby odhalil všechny odchylky od normality. I když je někdy nabízen jako nejvýkonnější test, žádný test není nejlepší proti všem alternativám a další 2 testy mají srovnatelnou sílu.

Test zamítá hypotézu normality, když je p-hodnota menší nebo rovna 0,05. Pokud test normality neprojde, lze s 95% spolehlivostí prohlásit, že data neodpovídají normálnímu rozdělení. Absolvování testu normality umožňuje pouze konstatovat, že nebyla nalezena žádná významná odchylka od normality. [88]

Anderson Darlingův test normality byl využit při prvotním analyzování dat pro vyhodnocení hypotézy H2.

7.2.7 Neparametrický párový test, jednostranný – Mann Whitney

Neparametrické testy se používají pro porovnání souborů statistických dat, u nichž nelze předpokládat normální rozdělení pravděpodobností sledovaného znaku. Náhodná veličina má neznámé rozdělení, které nelze charakterizovat pomocí parametrů μ a s . Neparametrické testy testují nulovou hypotézu, která se týká pouze obecných vlastností rozdělení sledované veličiny ve statistických souborech (shodu tvaru křivky rozdělení v porovnávaných souborech dat). Výpočty u neparametrických testů vycházejí z pořadových čísel jednotlivých hodnot variační řady ("pořadové testy") a mohou být proto použity i u dat, která nemají přesný číselný význam a jsou ve skutečnosti jen pořadím.

Využití neparametrických testů je obecnější než u parametrických testů, protože je lze použít jak pro data, která neodpovídají normálnímu rozdělení pravděpodobností, tak i pro data, která normálnímu rozdělení odpovídají.

Používá se pro hodnocení nepárových pokusů, kdy porovnáváme 2 různé výběrové soubory (pokusný zásah A, B). [86][87]

Neparametrický párový test Man Whitney byl využit při vyhodnocení hypotézy H1. V rámci posouzení hypotézy H1 bylo provedeno 36 testů pro každý sval.

8 VÝSLEDKY VÝZKUMU

Následující podkapitoly popisují provedené statistické vyhodnocení jednotlivých hypotéz.

8.1 Hypotéza 1 – svalové zatížení v případě předpažení a upažení

H1: „Svalové zatížení flexorů i extensorů je v případě předpažení (flexe) nižší než v případě upažení (abdukce).“

Následující podkapitoly popisují způsob vyhodnocení a samotné výsledky pro jednotlivé svalové skupiny, včetně grafického znázornění pomocí krabicových grafů a histogramů, které graficky znázorňují rozdíl mezi hodnotou flexe a hodnotou abdukce. Histogramy zobrazují četnost těchto rozdílů – oproti boxplotům je zde zohledněna i párovost dat. Pro potvrzení H1 chceme, aby se hodnoty pohybovaly co nejvíce pod hodnotou 0.

8.1.1 Způsob vyhodnocení

Byl proveden test normality (Anderson Darlingův test), který byl v 56 případech zamítnut. Data tedy nemají normální rozdělení, a proto byly dále používány neparametrické testy.

Byla provedena statistická metoda medián rozdílů a neparametrický párový test (jednostranný) – Mann Whitney, který testuje, zda je svalové zatížení flexorů/extensorů v případě předpažení statisticky významně nižší než v případě upažení.

- a. Pro všechna závaží (0,2,4,6,8,10 Kg)
- b. Pro všechny úhly (40°,60°, 80°)
- c. Pravá/ levá ruka

= 36 testů pro každý sval.

Byla testována hypotéza H0: „Svalové zatížení je v případě předpažení a upažení stejné“ oproti alternativní H1: „Svalové zatížení v případě předpažení nižší než v případě upažení“. Aby bylo prokázáno, že neplatí H0, musí být p-hodnota nižší než 5 % (stanovená hladina významnosti).

8.1.2 Výsledky pro svalové zatížení extensorů

Následující podkapitoly popisují statistické vyhodnocení pro extensory horních končetin.

8.1.2.1 Výsledky pro dominantní horní končetinu v pozici 40°

Nulová hypotéza byla zamítnuta v případě závaží 2, 4, 6, 8 a 10. V tomto případě tedy lze říct, že byl potvrzen statisticky významný rozdíl mezi svalovým zatížením v případě flexe a abdukce s tím, že v případě flexe je nižší.

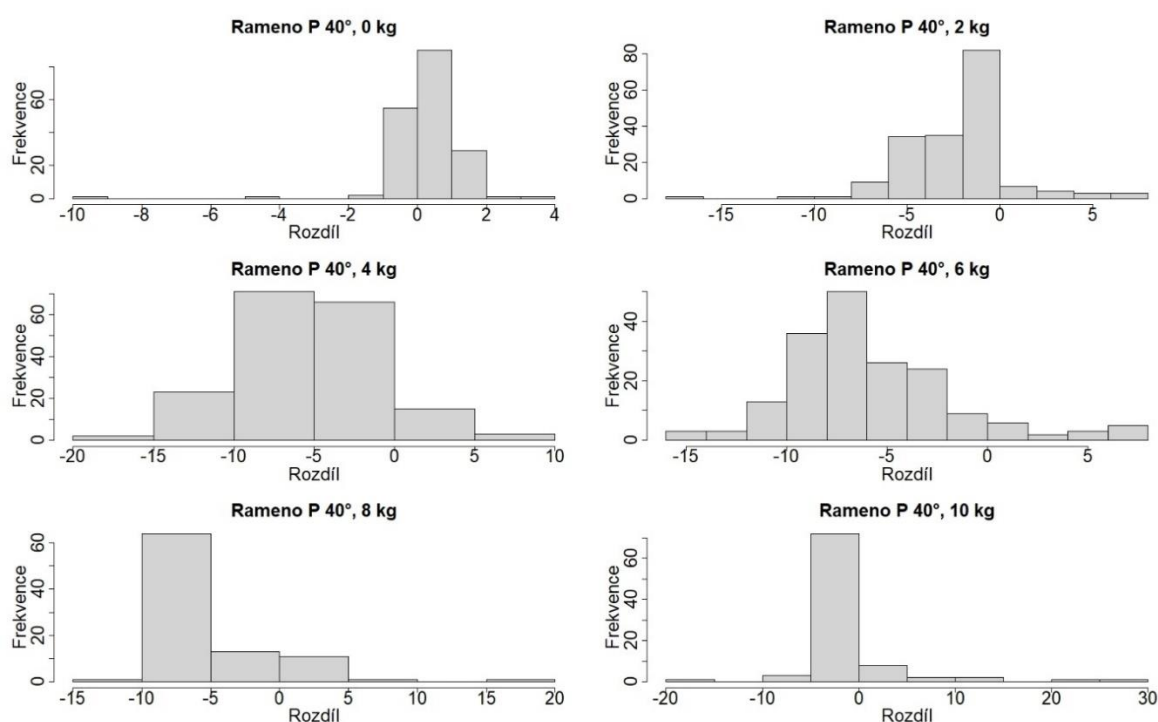
U nulové zátěže nebyla nulová hypotéza zamítnuta, v tomto případě tedy rozdíl mezi svalovým zatížením v případě flexe a abdukce nebyl potvrzen.

Detailní výsledky jsou uvedeny v tabulce níže.

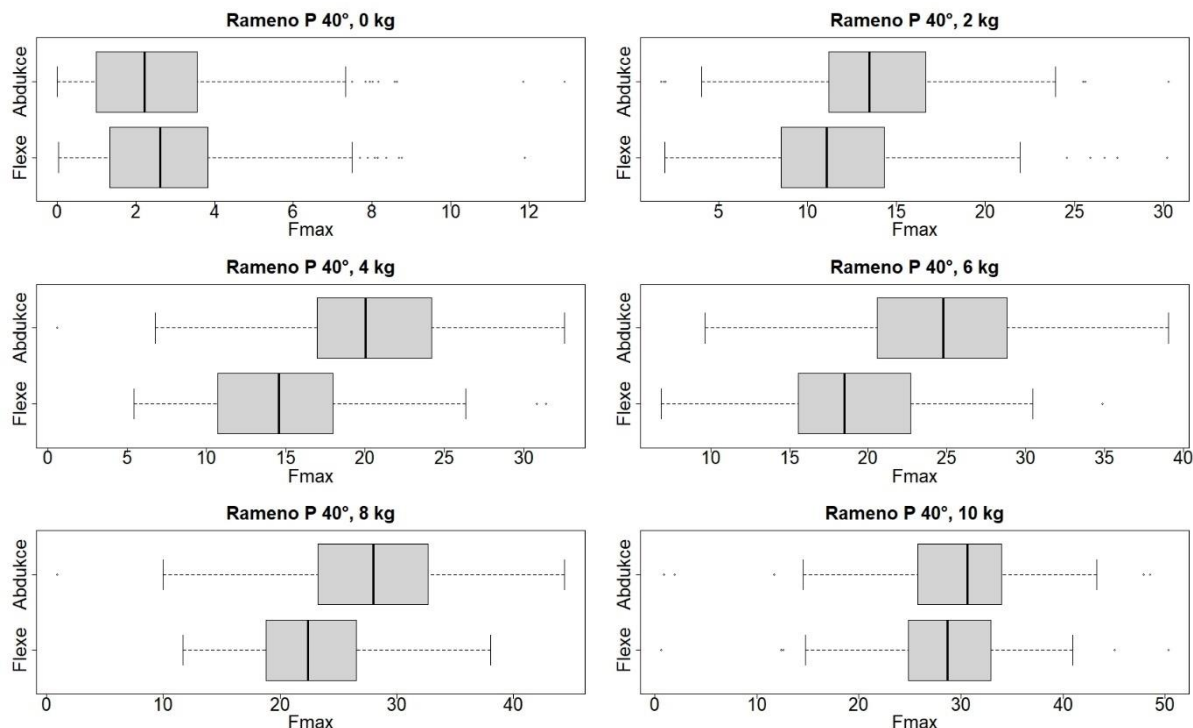
Tabulka 8-1: Výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - extensory

40 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	2,626	2,222	0,403	0,172	1,00
2 Kg	11,076	13,475	-2,399	-1,741	6,73E-21
4 Kg	14,571	20,007	-5,436	-5,388	3,31E-25
6 Kg	18,475	24,763	-6,288	-6,715	4,00E-26
8 Kg	22,417	27,974	-5,557	-5,846	7,48E-14
10 Kg	28,655	30,594	-1,939	-1,912	1,38E-06

Grafické znázornění výsledků pro dominantní horní končetinu – pohyb do 40°, je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-1: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - extensory



Obrázek 8-2: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - extensory

8.1.2.2 Výsledky pro dominantní horní končetinu v pozici 60°

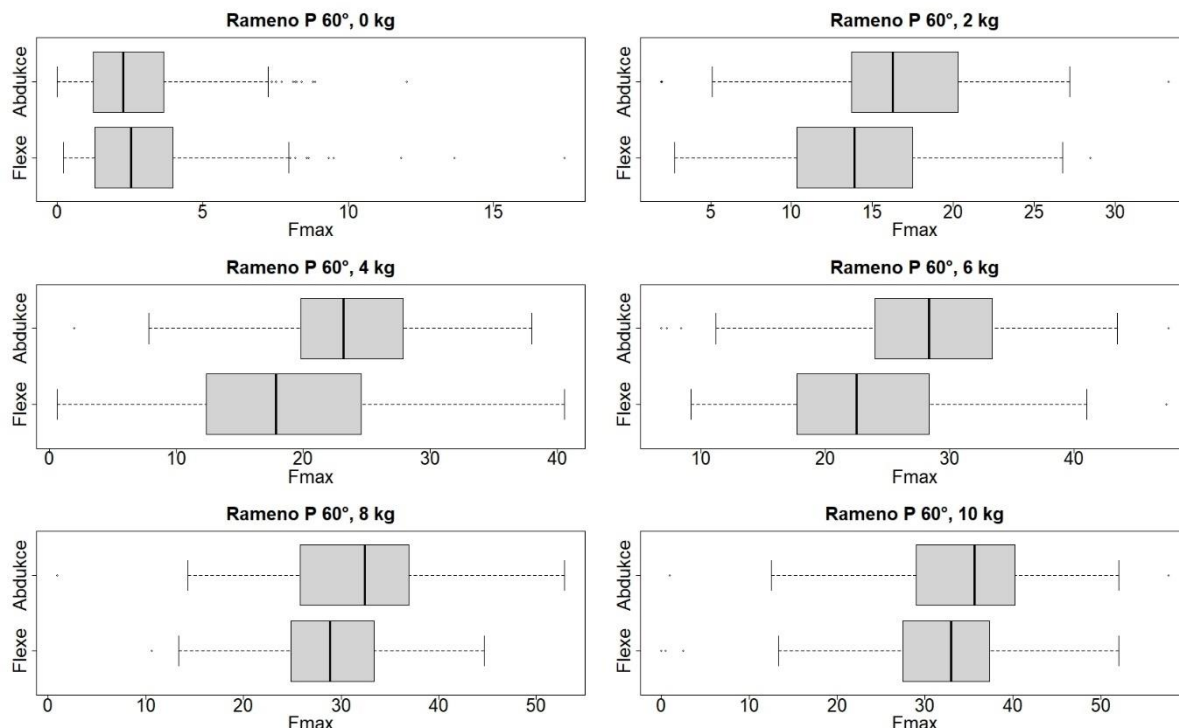
Z datového souboru bylo odstraněno odlehlé pozorování č. 27, tj. pracovalo se s daty od 179 probandů.

Výsledky jsou stejné jako v případě pozice 40°, tj. byla zamítnuta nulová hypotéza, a tedy potvrzen rozdíl mezi svalovým zatížením flexe a abdukce, v případě zátěže 2, 4, 6, 8 a 10 Kg. V případě nulové zátěže jsme nulovou hypotézu nezamítli. Výsledky statistického vyhodnocení viz tabulka níže.

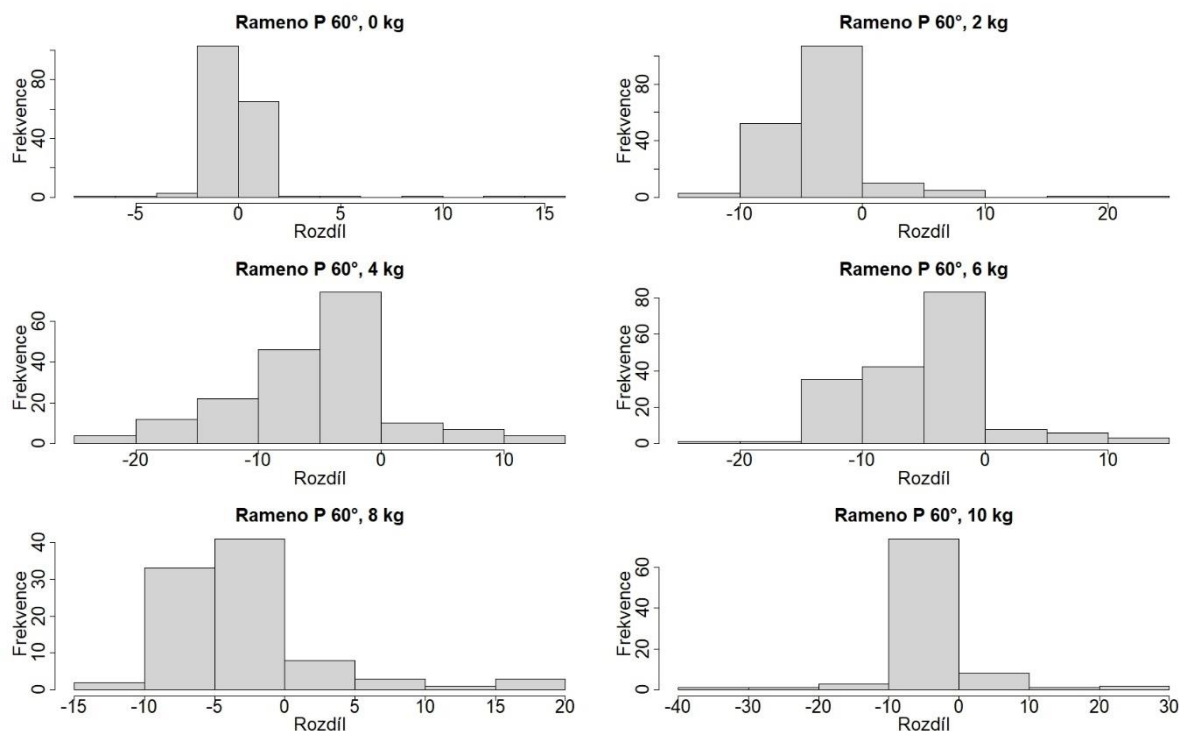
Tabulka 8-2: Výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - extensory

60 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	2,546	2,248	0,298	-0,025	0,79
2 Kg	13,913	16,253	-2,340	-1,222	3,07E-20
4 Kg	17,835	23,199	-5,365	-2,538	1,78E-20
6 Kg	22,523	28,344	-5,820	-3,749	4,79E-21
8 Kg	28,905	32,466	-3,561	-4,728	3,32E-08
10 Kg	32,958	35,643	-2,685	-3,380	1,00E-07

Grafické znázornění výsledků pro dominantní horní končetinu – pohyb do 60°, je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-3: Boxploty – výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - extensory



Obrázek 8-4: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - extensory

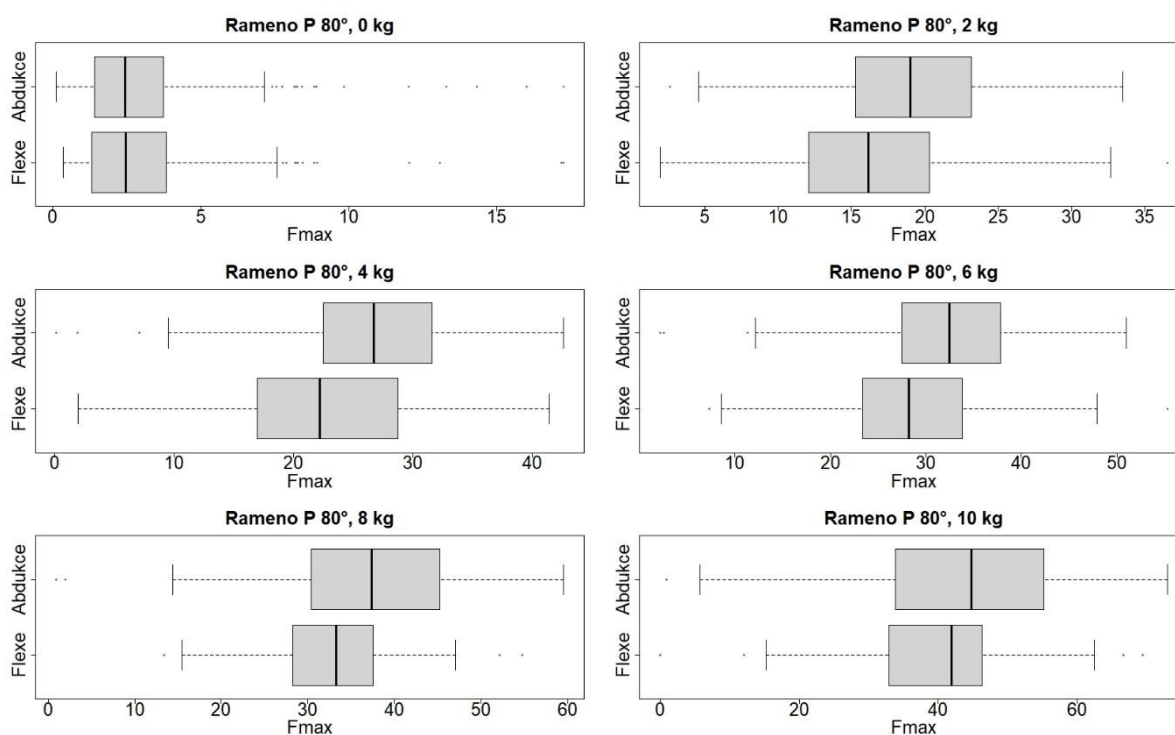
8.1.2.3 Výsledky pro dominantní horní končetinu v pozici 80°

Výsledky jsou opět stejné jako v případě 40° a 60°. Nulová hypotéza nebyla zamítnuta pouze v případě nulové zátěže, v ostatních případech zamítnuta byla a bylo tak v případě zátěže 2, 4, 6, 8 a 10 Kg potvrzeno, že svalové zatížení extensorů v případě předpažení je statisticky významně nižší než v případě upažení. Výsledky statistického vyhodnocení viz tabulka níže.

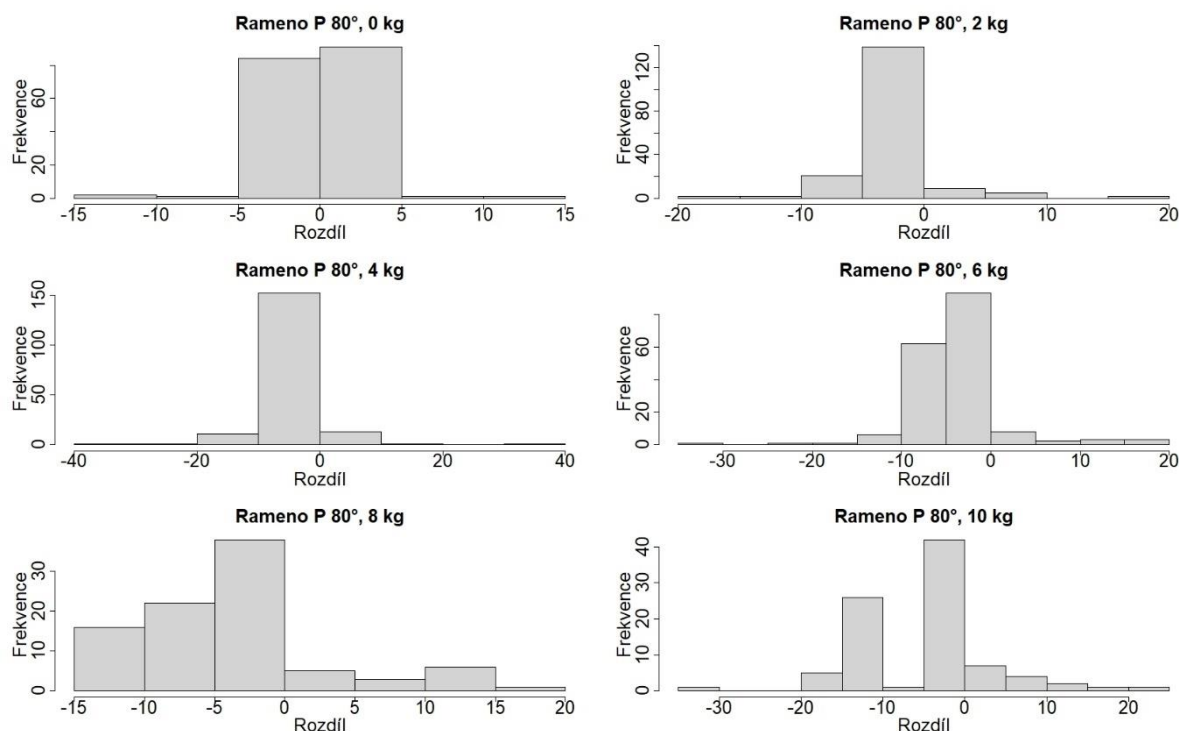
Tabulka 8-3: Výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - extensory

80 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	2,476	2,435	0,040	0,015	1,00
2 Kg	16,159	19,009	-2,850	-3,329	2,41E-18
4 Kg	22,151	26,698	-4,547	-1,927	4,65E-22
6 Kg	28,218	32,419	-4,200	-2,764	7,23E-20
8 Kg	33,246	37,349	-4,103	-3,366	7,04E-08
10 Kg	41,956	44,807	-2,851	-1,734	8,84E-09

Grafické znázornění výsledků pro dominantní horní končetinu – pohyb do 80°, je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-5: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - extensory



Obrázek 8-6: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - extensory

8.1.2.4 Výsledky pro submisivní horní končetinu v pozici 40°

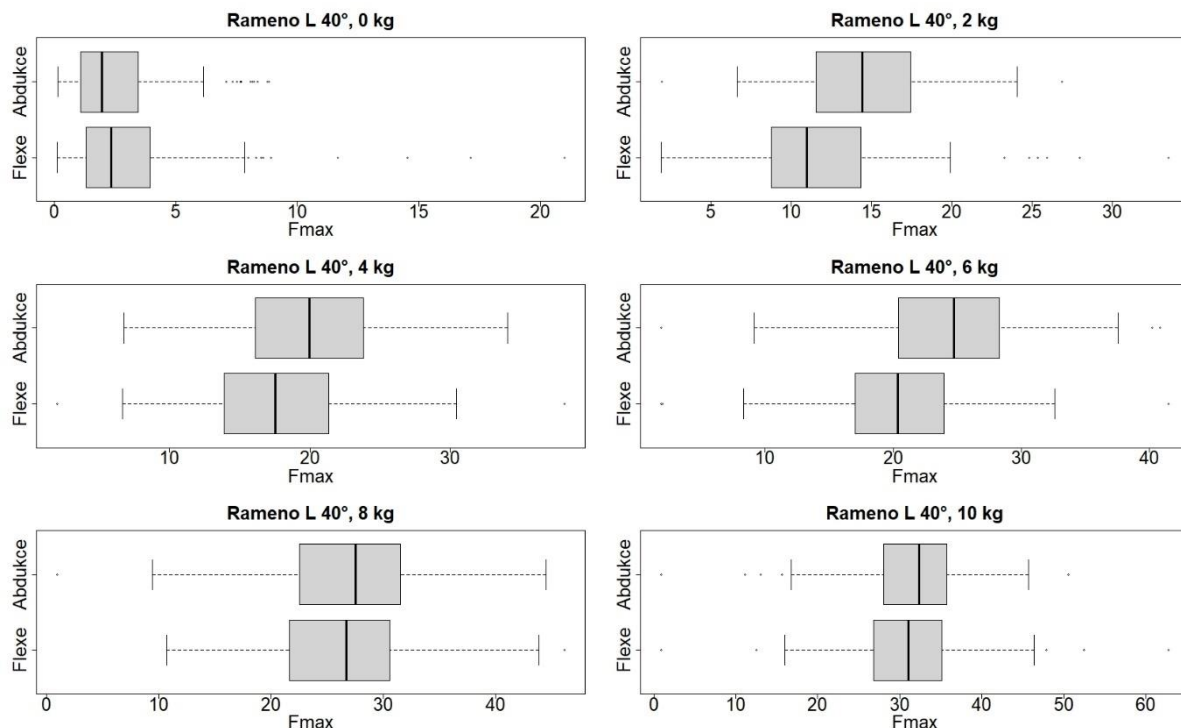
V rámci analýzy submisivní horní končetiny byla odstraněna odlehlá pozorování č. 1 a 4.

Nulová hypotéza byla zamítnuta u závaží 2, 4, 6 a 10 Kg. V těchto případech tedy byla potvrzena hypotéza, že svalové zatížení je v případě flexe nižší než v případě abdukce. Naopak nebyla potvrzena v případě závaží 0 a 8 Kg, viz tabulka.

Tabulka 8-4: Výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - extensory

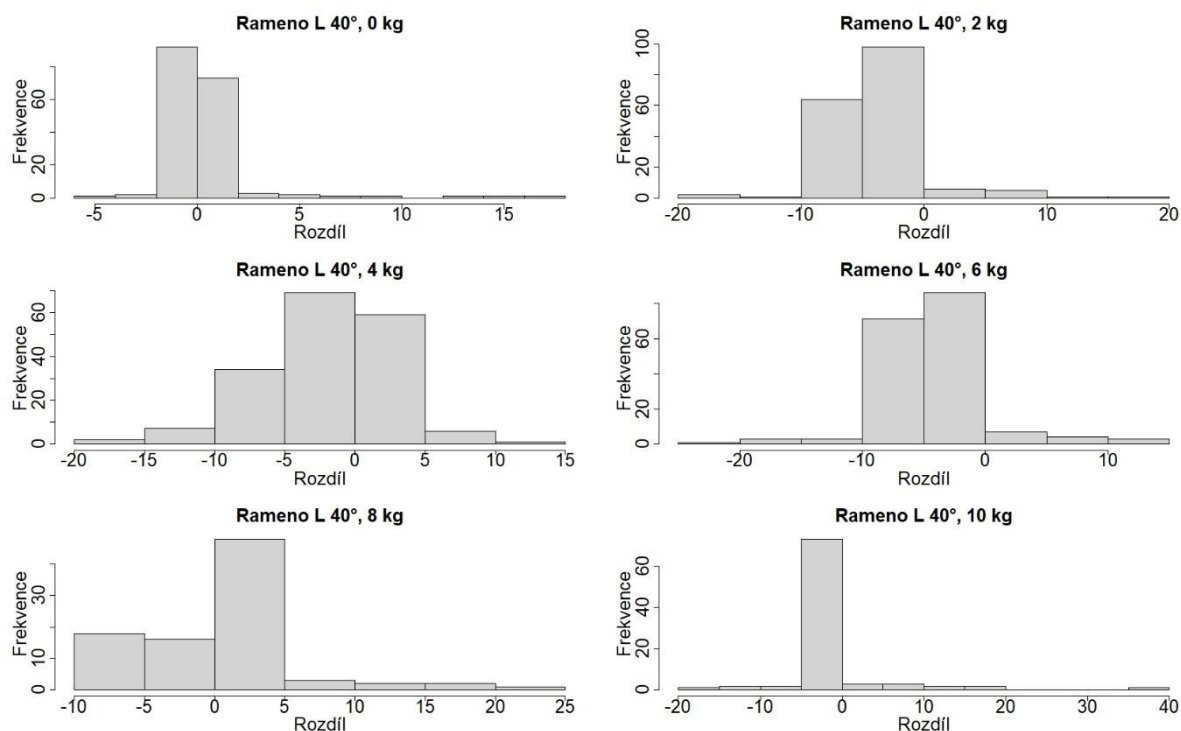
40 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	2,362	1,971	0,391	-0,009	0,99
2 Kg	10,966	14,401	-3,435	-1,726	8,67E-21
4 Kg	17,513	19,947	-2,434	-0,805	7,74E-11
6 Kg	20,364	24,737	-4,373	-4,074	1,60E-21
8 Kg	26,677	27,514	-0,837	0,789	0,27
10 Kg	31,053	32,367	-1,313	-1,427	6,49E-07

Grafické znázornění výsledků pro submisivní horní končetinu – pohyb do 40°, je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-7: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - extensory

Výsledky jsou ilustrovány nejlépe na histogramech, kde v případě 0 a 8 Kg vidíme, že hodnoty rozdílů mezi flexí a abdukcí se nepohybují primárně v záporných číslech. V případě 0 Kg se hodnoty pohybují kolem 0, v případě 8 Kg jsou výrazně v kladných hodnotách.



Obrázek 8-8: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - extensory

8.1.2.5 Výsledky pro submisivní horní končetinu v pozici 60°

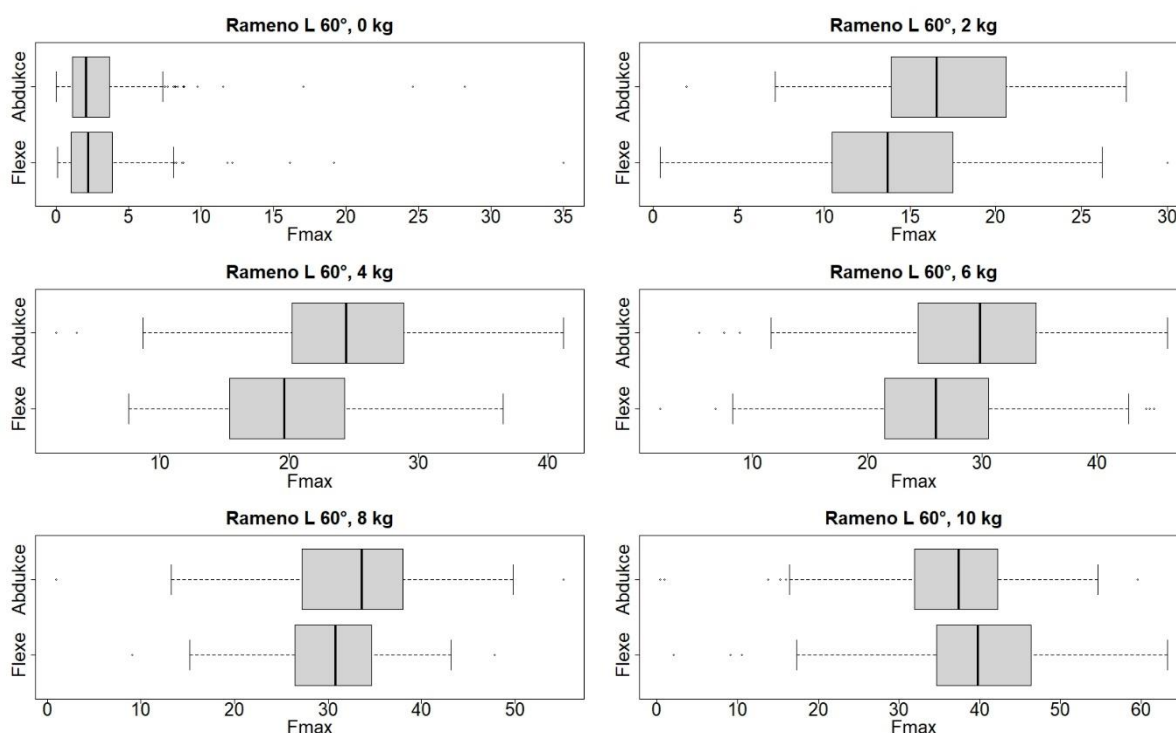
Byla opět odstraněna odlehlá pozorování 1 a 4, tj. stejný jako v případě 40°.

V tomto případě byla nulová hypotéza zamítnuta ve všech případech kromě zátěže 10 Kg. Tedy v případě zátěží 0, 2, 4, 6 a 8 Kg bylo potvrzeno, že svalové zatížení extensorů v případě předpažení je statisticky významně nižší než v případě upažení. To nebylo prokázáno u zátěže 10 Kg. Výsledky jsou v tabulce níže.

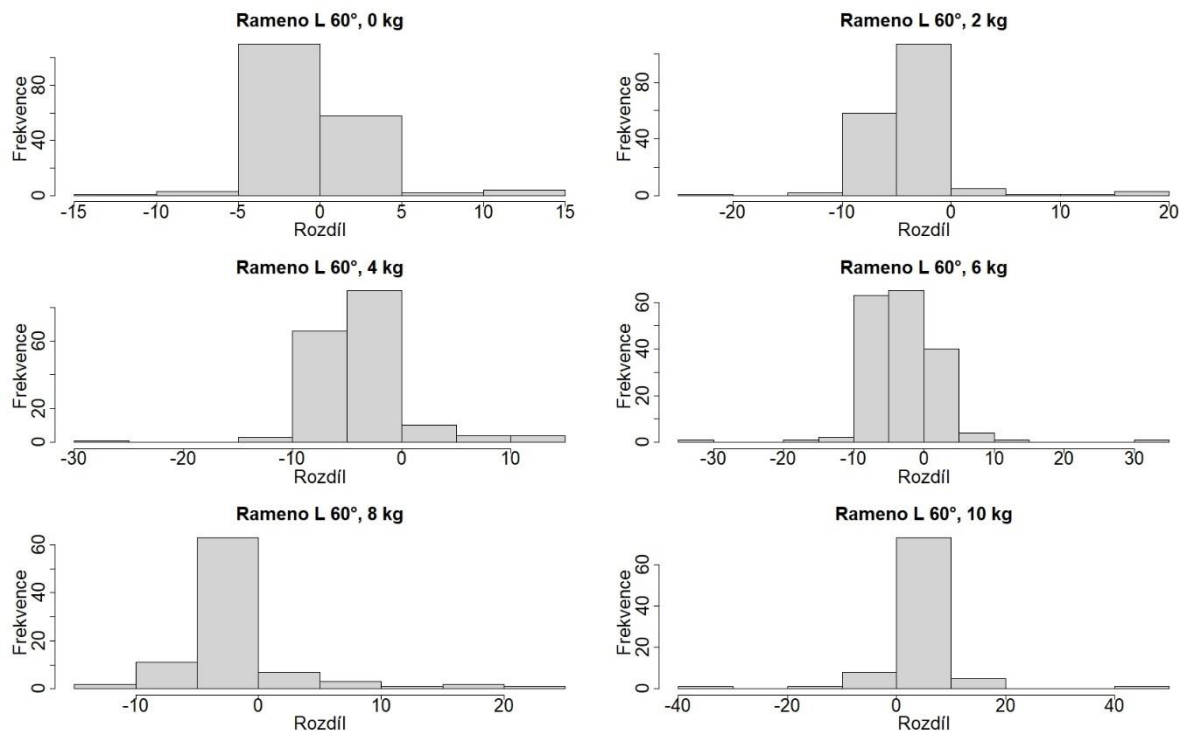
Tabulka 8-5: Výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - extensory

60 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	2,198	2,034	0,163	-0,075	7,32E-07
2 Kg	13,693	16,534	-2,841	-1,380	1,71E-23
4 Kg	19,641	24,423	-4,781	-4,147	1,45E-20
6 Kg	25,947	29,789	-3,843	-1,971	6,04E-16
8 Kg	30,757	33,629	-2,873	-3,715	2,12E-07
10 Kg	39,745	37,400	2,345	2,583	1,00

Grafické znázornění výsledků pro submisivní horní končetinu 60°- extensory je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-9: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - extensory



Obrázek 8-10: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - extensory

8.1.2.6 Výsledky pro submisivní horní končetinu v pozici 80°

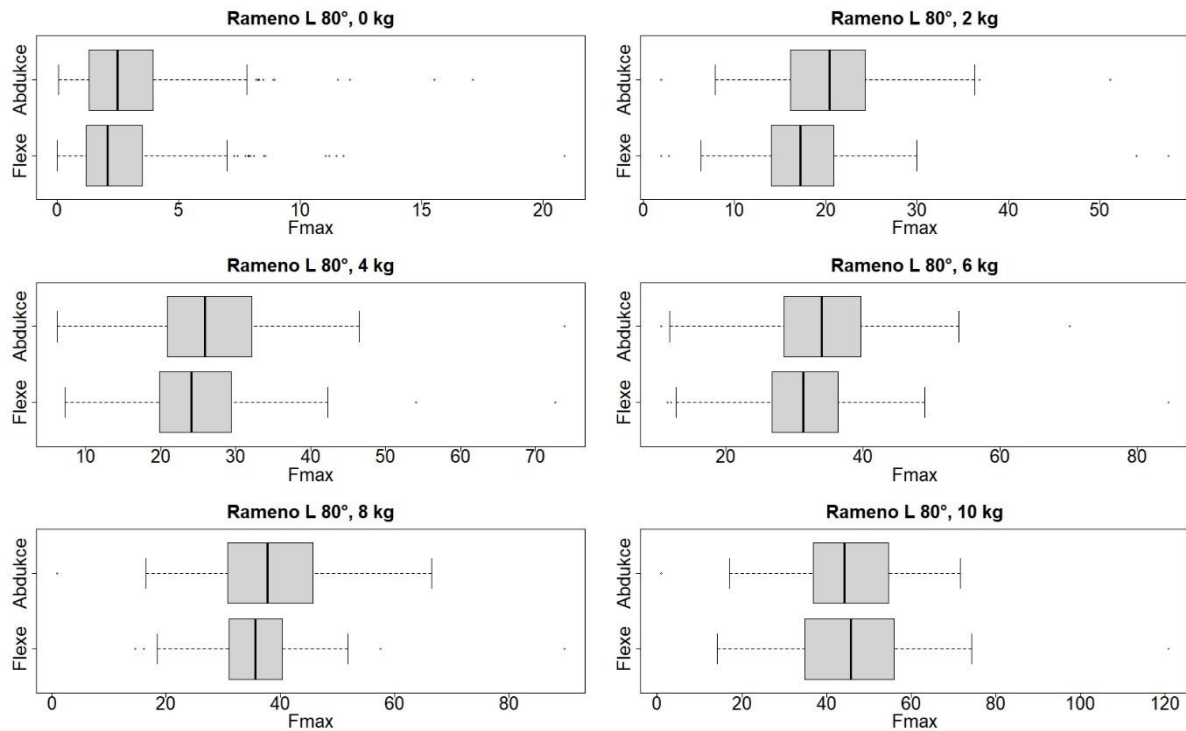
Bylo odstraněno odlehlé pozorování 27.

Výsledky jsou podobné jako v případě 60°, tj. nulová hypotéza byla zamítnuta ve všech případech kromě zátěže 10 Kg. Hypotéza H1 tak byla potvrzena v případě zátěže 0, 2, 4, 6 a 8 Kg. Výsledky jsou v tabulce níže.

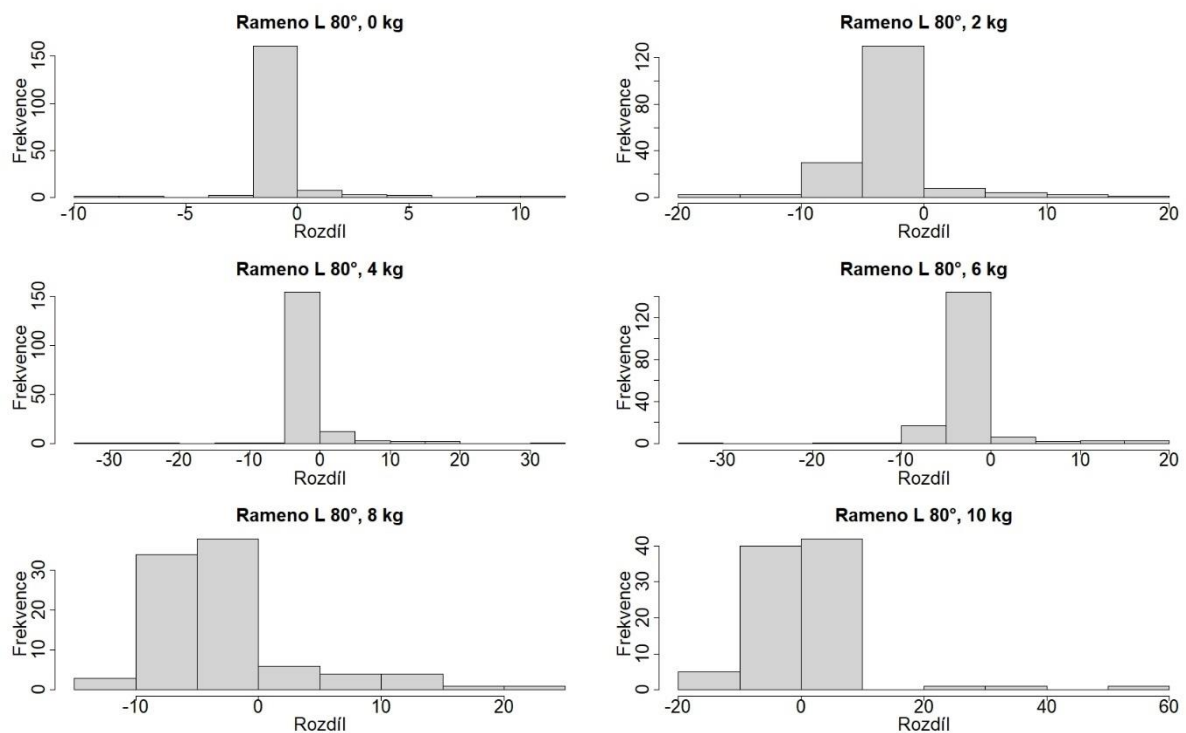
Tabulka 8-6: Výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - extensory

80 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	2,071	2,497	-0,426	-0,292	7,81E-18
2 Kg	17,273	20,464	-3,192	-2,988	8,92E-21
4 Kg	23,959	25,959	-2,000	-2,336	4,43E-16
6 Kg	31,218	33,954	-2,736	-2,585	8,69E-19
8 Kg	35,660	37,724	-2,064	-0,678	3,23E-07
10 Kg	45,851	44,250	1,601	-0,048	0,99

Grafické znázornění výsledků pro submisivní horní končetinu 80°- extensory je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-11: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - extensory



Obrázek 8-12: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - extensory

8.1.3 Výsledky pro svalové zatížení flexorů

Následující podkapitoly obsahují statistické vyhodnocení pro flexory horních končetin.

8.1.3.1 Výsledky pro dominantní horní končetinu v pozici 40°

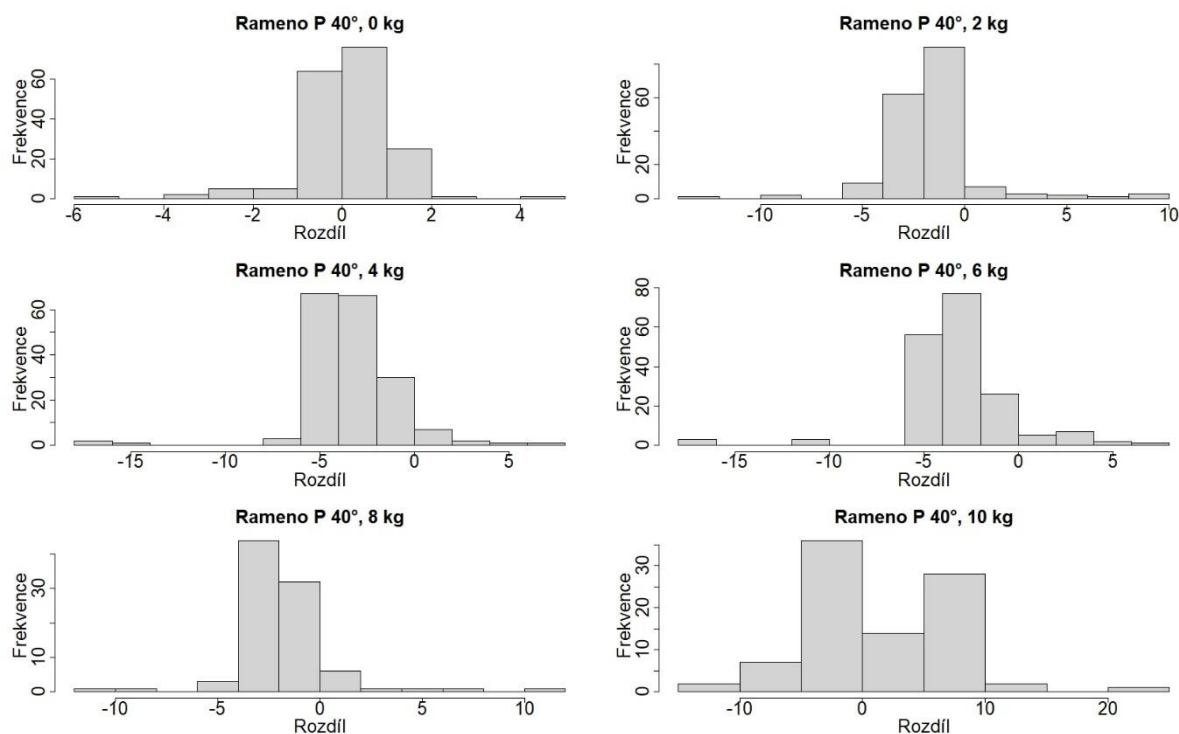
V případě zatížení flexorů byla nulová hypotéza zamítnuta v případě zátěže 2, 4, 6 a 8 Kg. V tomto případě byl tedy prokázán statisticky významný rozdíl mezi svalovým zatížením v případě flexe a abdukce a přijímáme tak hypotézu alternativní, tj. že v případě flexe je toto zatížení nižší než v případě abdukce.

Nulová hypotéza nebyla zamítnuta v případě zatížení 0 a 10 Kg, tedy zde se od sebe hodnoty svalového zatížení statisticky významně neliší. Výsledky jsou v tabulce níže.

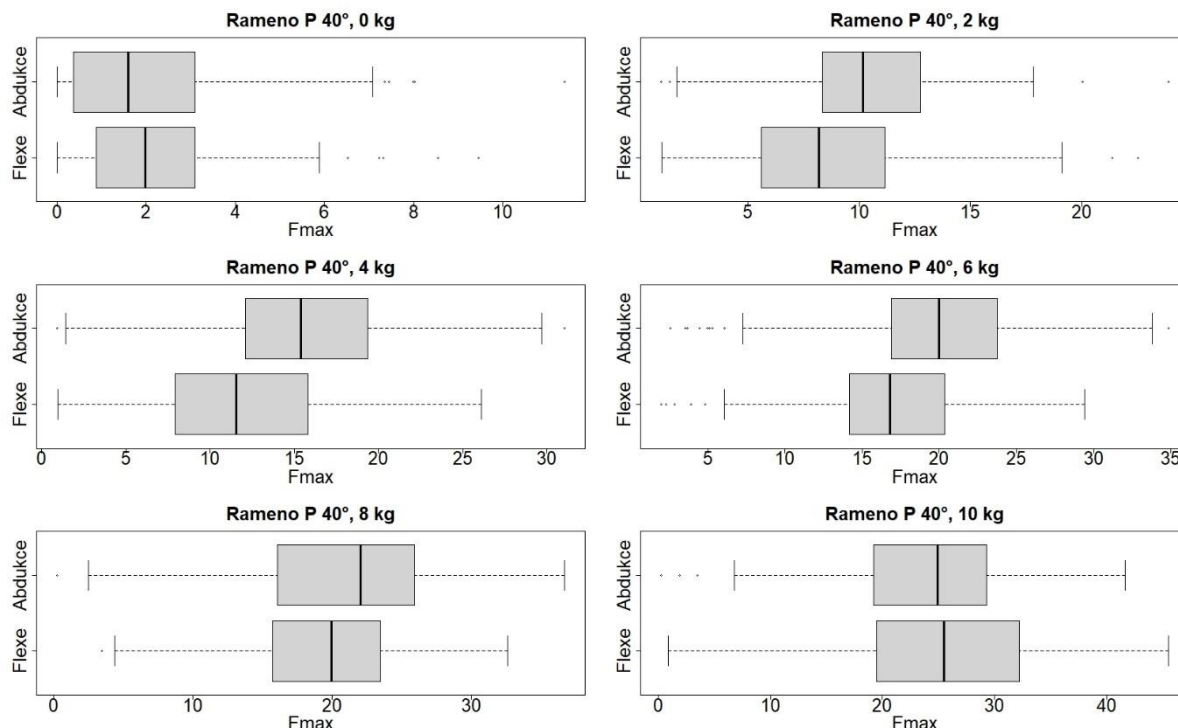
Tabulka 8-7: Výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - flexory

40 °	Medián (flexe)	Medián (abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	1,974	1,591	0,384	0,155	1,000
2 Kg	8,189	10,160	-1,972	-1,553	2,05E-21
4 Kg	11,542	15,370	-3,828	-3,565	2,14E-27
6 Kg	16,821	19,974	-3,153	-3,176	7,48E-25
8 Kg	19,974	22,069	-2,095	-2,090	1,66E-11
10 Kg	25,479	24,920	0,559	0,013	0,991

Grafické znázornění výsledků pro dominantní horní končetinu 40°- flexory je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-13: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - flexory



Obrázek 8-14: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 40° - flexory

8.1.3.2 Výsledky pro dominantní horní končetinu v pozici 60°

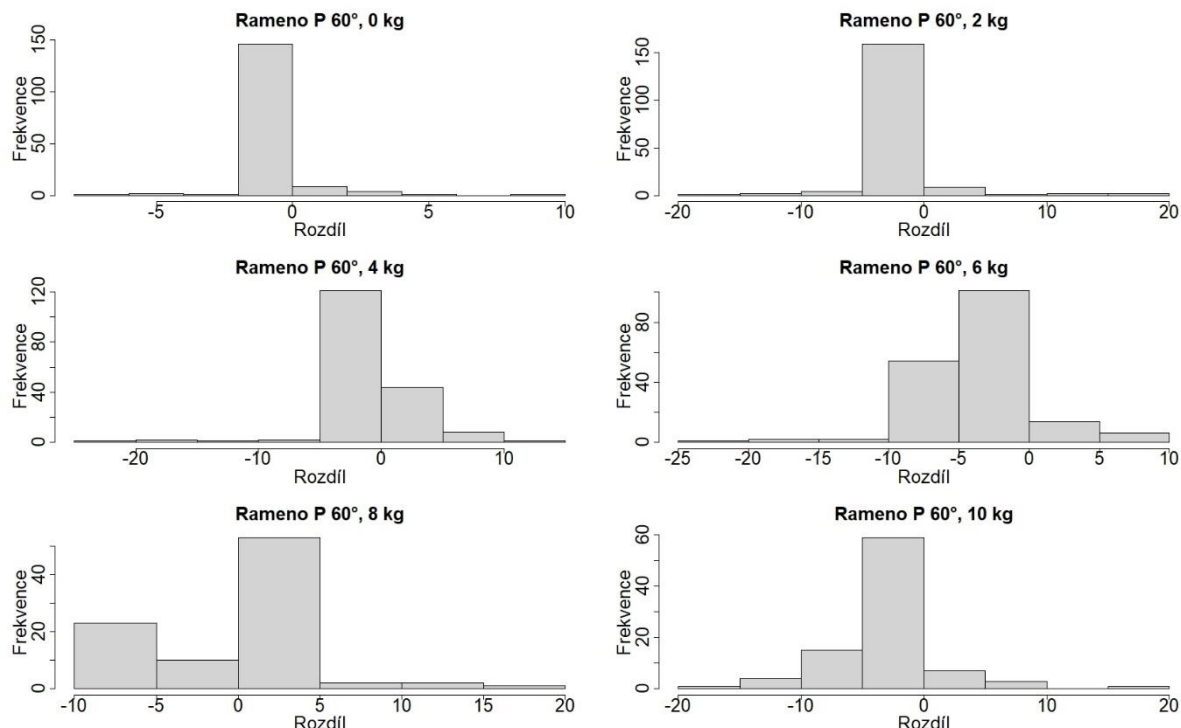
V případě nulové zátěže byla vyloučena data od probandů 131, 132, 133, 134, 135, 136, 137, 140, 141, 157, 158 a 160 kde došlo u flexe pravděpodobně k chybě měření (hodnoty v tisících). Další odlehlá pozorování byla identifikována u probandů 27, 30 a 31. Pro ostatní zátěže zůstává datový soubor kompletní.

V případě úhlu 60° byla zamítnuta nulová hypotéza v případě zatížení 0, 2, 4, 6 a 10 Kg. Nebyla v tomto případě zamítnuta u zatížení 8 Kg. Výsledky jsou v tabulce níže.

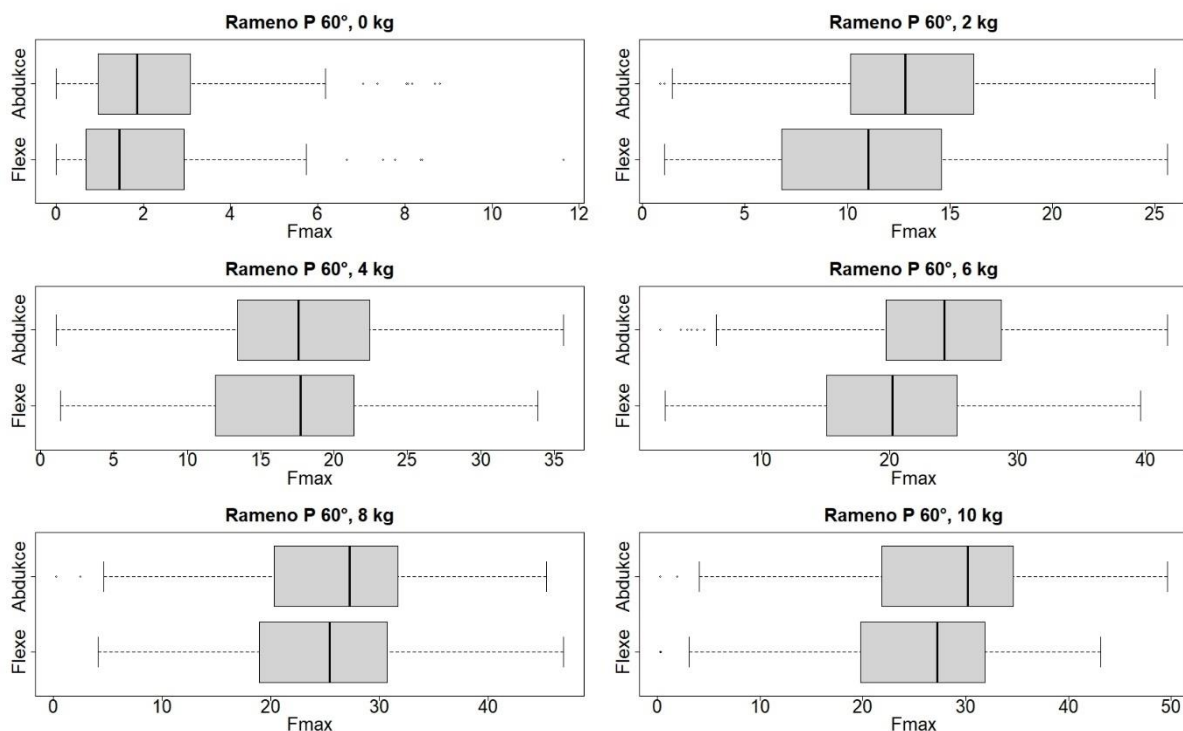
Tabulka 8-8: Výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - flexory

60 °	Medián (flexe)	Medián (abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	1,450	1,856	-0,406	-0,330	3,74E-15
2 Kg	11,034	12,821	-1,787	-1,133	4,91E-22
4 Kg	17,726	17,582	0,144	-1,255	2,54E-05
6 Kg	20,188	24,255	-4,068	-2,377	1,74E-20
8 Kg	25,410	27,223	-1,813	0,865	0,427
10 Kg	27,208	30,207	-2,999	-2,533	1,08E-10

Grafické znázornění výsledků je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-15: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - flexory



Obrázek 8-16: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 60° - flexory

8.1.3.3 Výsledky pro dominantní horní končetinu v pozici 80°

Bylo vyloučeno odlehlé pozorování – proband č. 27.

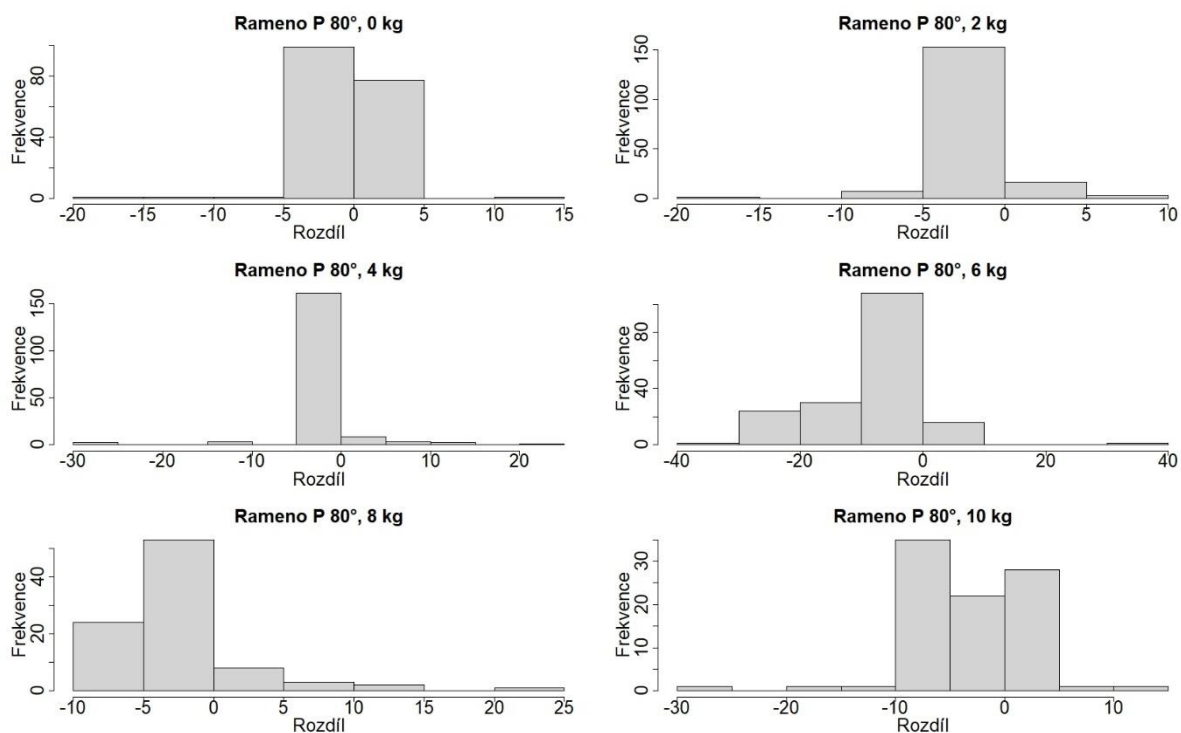
Výsledky jsou podobné těm v případě 40°, tj. byla zamítnuta nulová hypotéza, a tedy potvrzen rozdíl mezi svalovým zatížením flexe a abdukce, v případě zátěže 2, 4, 6, 8

a 10 Kg. V případě nulové zátěže nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Výsledky jsou v tabulce níže.

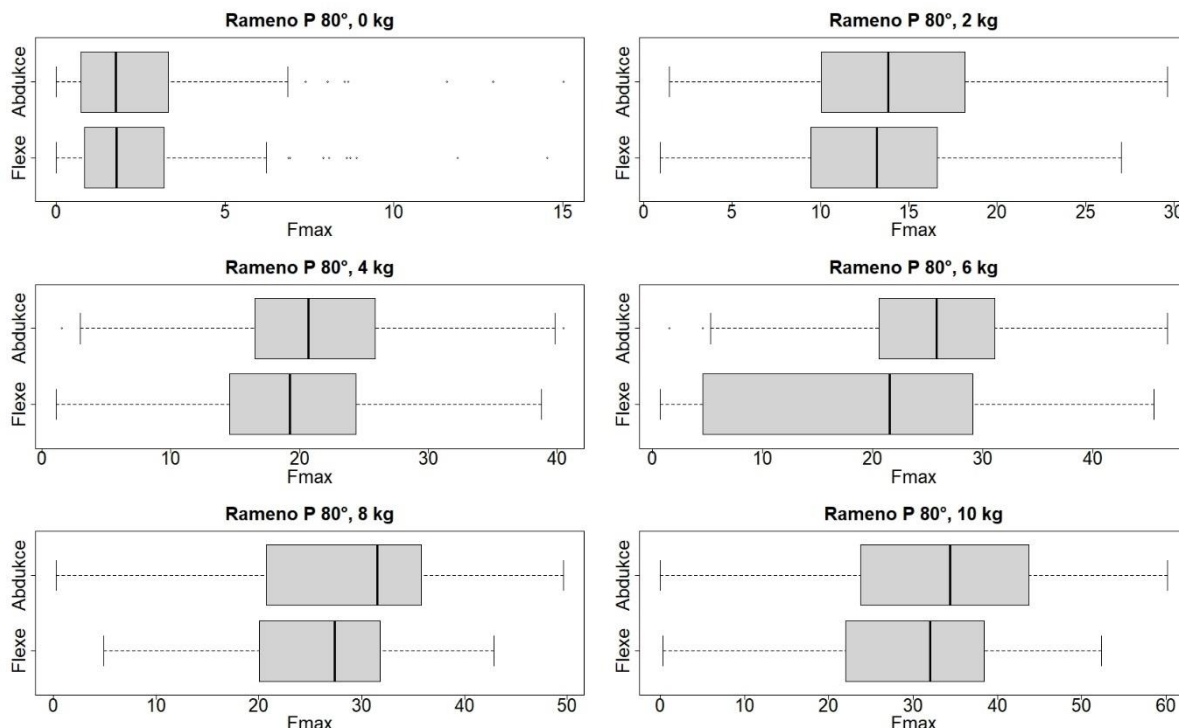
Tabulka 8-9: Výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - flexory

80 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	1,794	1,781	0,029	-0,010	0,95
2 Kg	13,266	13,867	-0,638	-0,886	3,57E-15
4 Kg	19,360	20,688	-1,442	-1,420	8,85E-22
6 Kg	21,563	25,805	-4,300	-1,174	5,67E-22
8 Kg	27,377	31,528	-4,151	-4,029	6,22E-09
10 Kg	32,034	34,358	-2,324	-3,721	3,19E-08

Grafické znázornění je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-17: Boxploty - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - flexory



Obrázek 8-18: Histogramy - výsledky pro dominantní horní končetinu 80° - flexory

8.1.3.4 Výsledky pro submisivní horní končetinu v pozici 40°

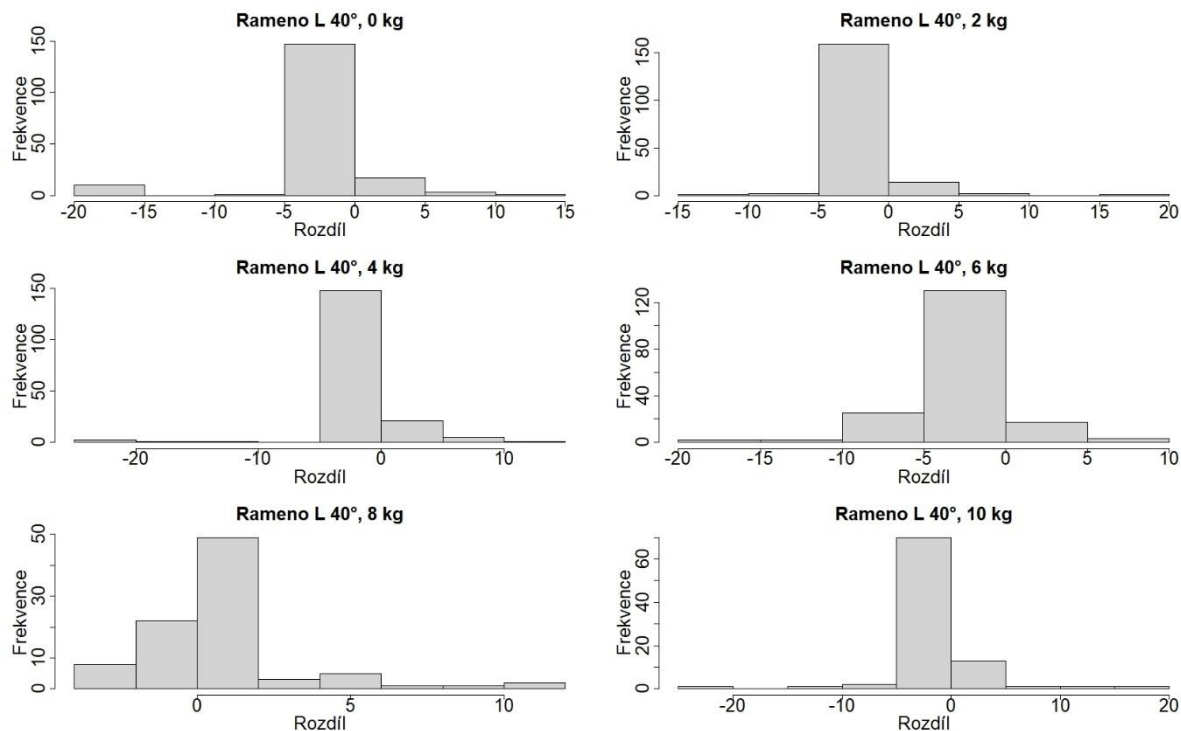
Bylo vyloučeno odlehlé pozorování – proband č. 4.

V případě levého ramene byla zamítnuta nulová hypotéza a bylo tak potvrzeno, že svalové zatížení v případě flexie je nižší než v případě abdukce, u závaží s hodnotou 0, 2, 4, 6 a 10 Kg. Nulová hypotéza nebyla zamítnuta v případě zatížení 8 Kg, kdy rozdíly mezi flexí a abdukci byly nejčastěji kladné, viz histogram.

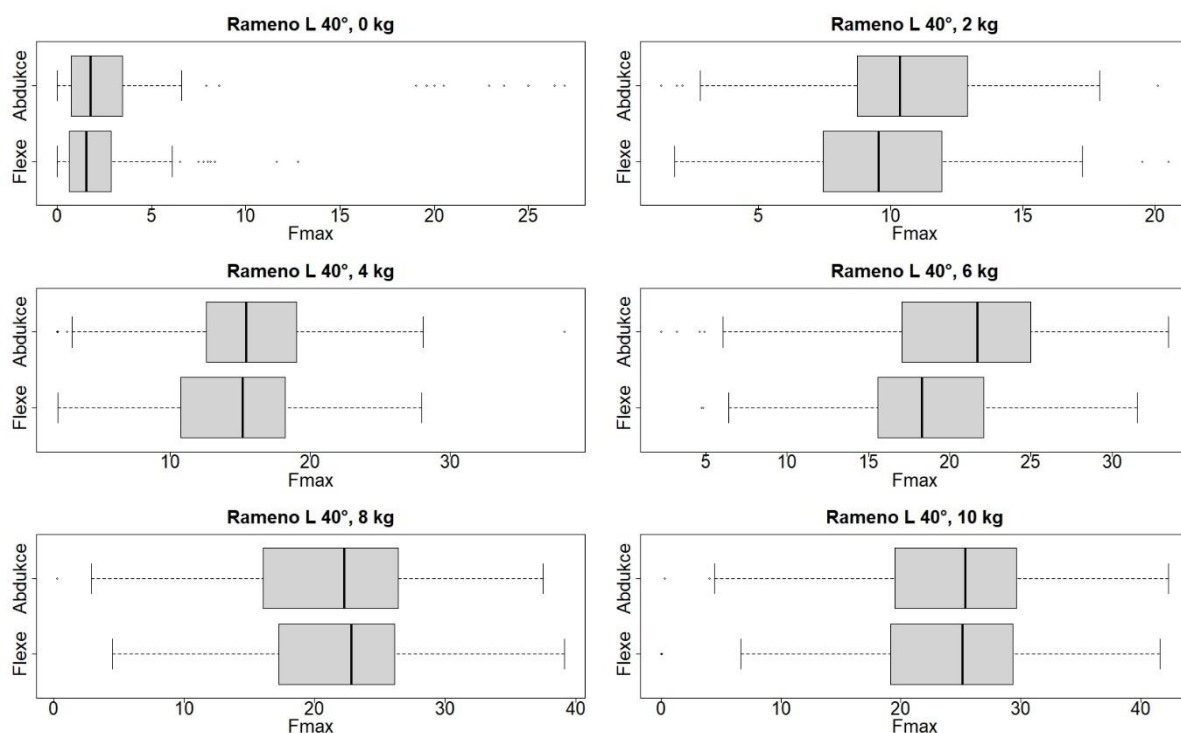
Tabulka 8-10: Výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - flexory

40 °	Medián(flexie)	Medián(abdukce)	Rozdíl mediánů	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	1,545	1,760	-0,245	-0,015	2,61E-13
2 Kg	9,549	10,381	-0,827	-0,546	4,06E-17
4 Kg	15,173	15,410	-0,262	-0,250	4,02E-10
6 Kg	18,288	21,628	-3,399	-2,083	1,64E-20
8 Kg	22,817	22,251	0,566	0,953	0,82
10 Kg	25,154	25,398	-0,244	-0,412	3,18E-04

Grafické znázornění je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-19: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - flexory



Obrázek 8-20: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 40° - flexory

8.1.3.5 Výsledky pro submisivní horní končetinu v pozici 60°

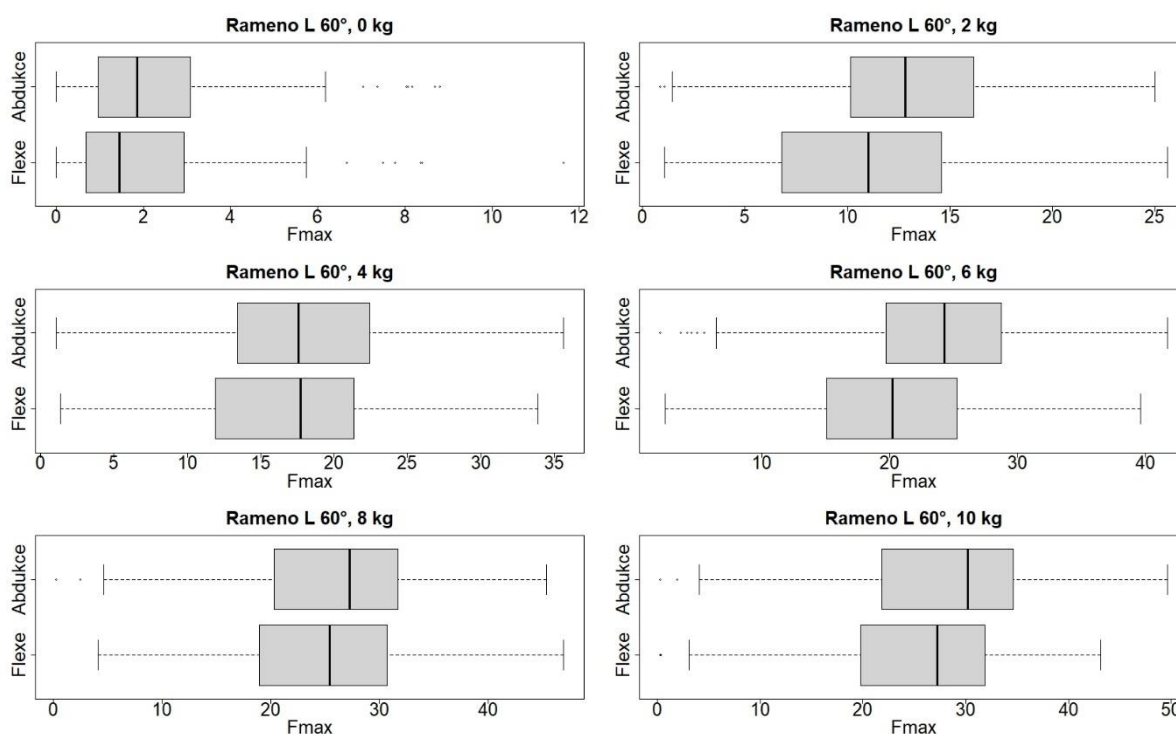
V případě úhlu 60° jsou výsledky podobné jako v případě 40°. Nulová hypotéza byla zamítnuta u závaží 0, 2, 4, 6 a 10 Kg. V těchto případech byl tedy potvrzen rozdíl mezi

svalovým zatížením flexe a abdukce tak, že svalové zatížení u flexe je nižší než u abdukce. Rozdíl nebyl potvrzen v případě závaží 8 Kg, kde nulová hypotéza nebyla zamítnuta.

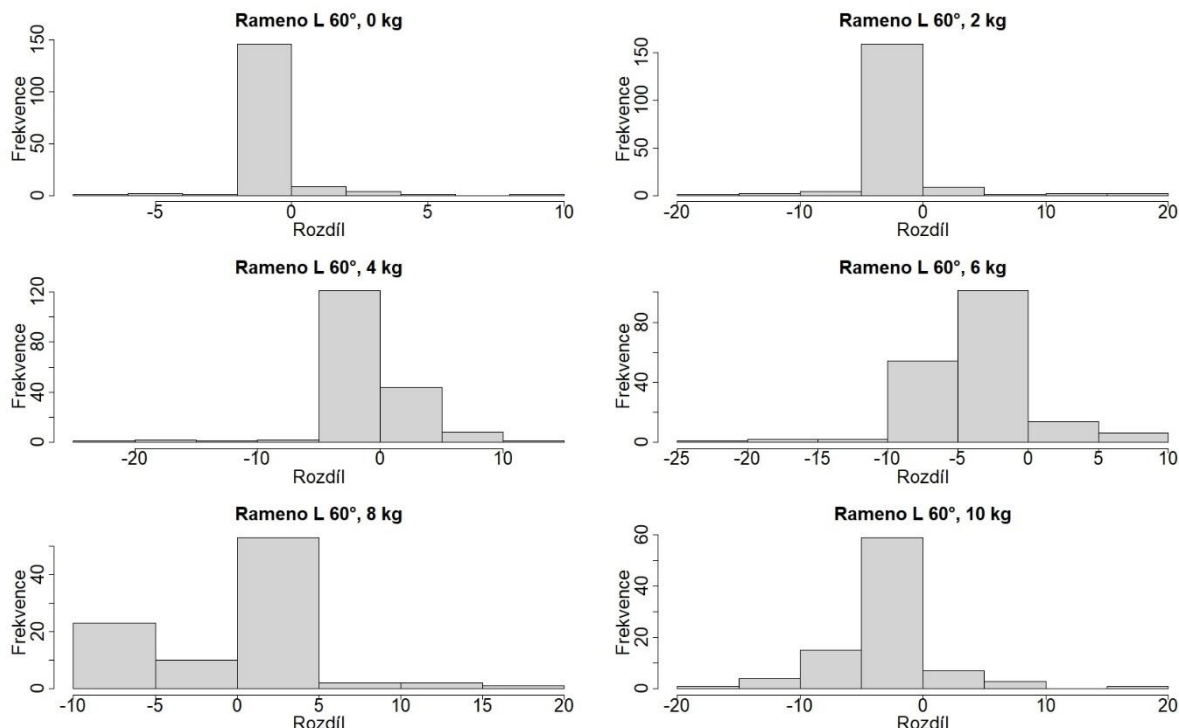
Tabulka 8-11: Výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - flexory

60 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	1,450	1,856	-0,406	-0,330	3,74E-15
2 Kg	11,034	12,821	-1,787	-1,133	4,91E-22
4 Kg	17,726	17,582	0,144	-1,255	2,54E-05
6 Kg	20,188	24,255	-4,068	-2,377	1,74E-20
8 Kg	25,410	27,223	-1,813	0,865	0,43
10 Kg	27,208	30,207	-2,999	-2,533	1,08E-10

Grafické znázornění je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-21: Boxploty -výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - flexory



Obrázek 8-22: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 60° - flexory

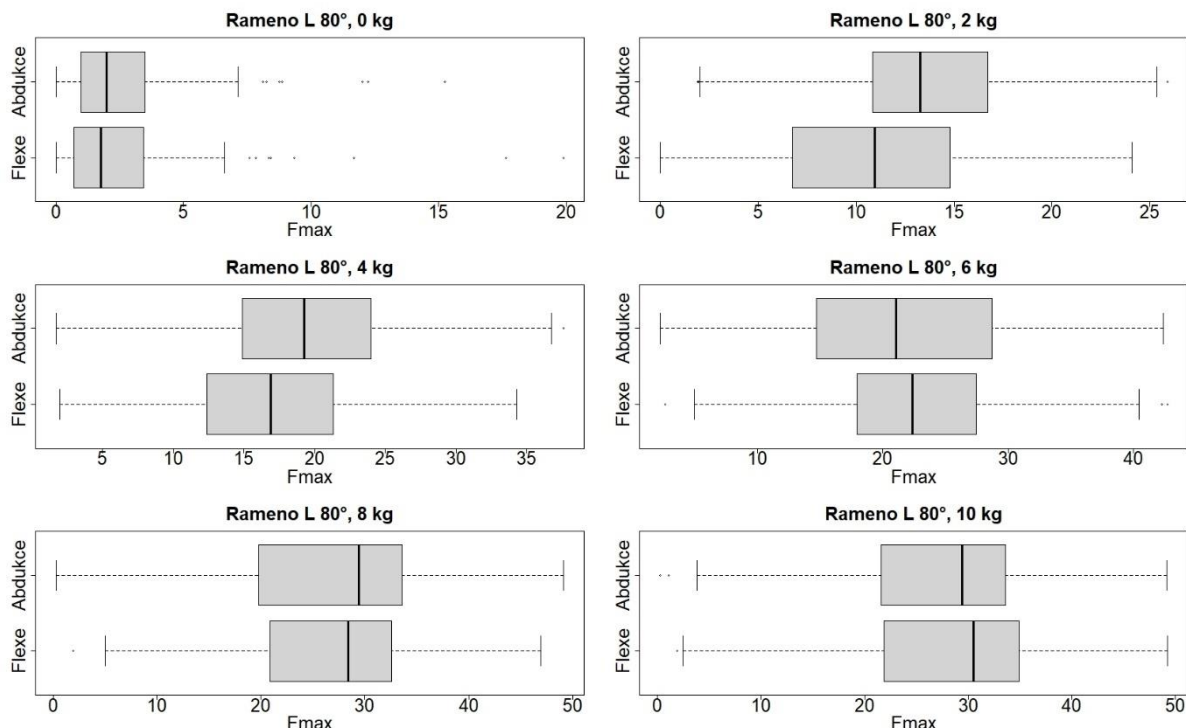
8.1.3.6 Výsledky pro submisivní horní končetinu v pozici 80°

V případě úhlu 80° byla nulová hypotéza zamítnuta, tedy byl potvrzen statisticky významný rozdíl mezi abdukci a flexí dle H1, u závaží 0, 2, 4 a 8 Kg. Nebyla zamítnuta v případě závaží 6 a 10 Kg.

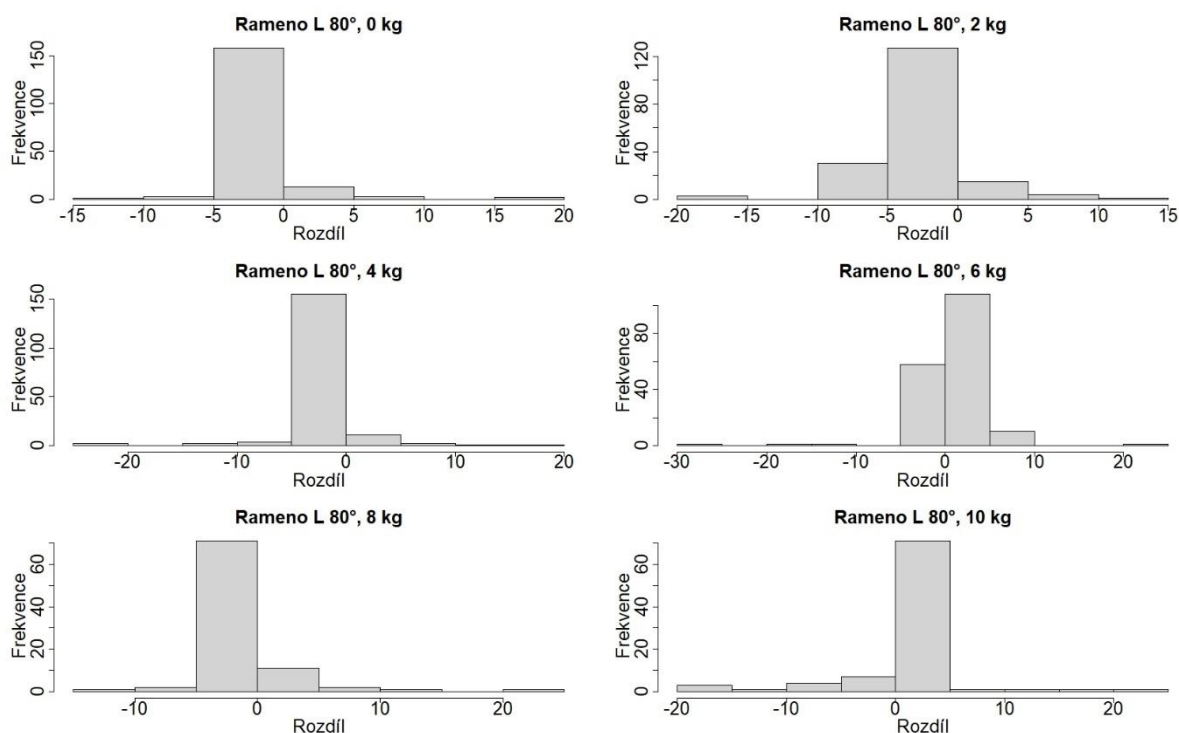
Tabulka 8-12: Výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - flexory

80 °	Medián(flexe)	Medián(abdukce)	Rozdíl	Medián rozdílů	p-hodnota
0 Kg	1,730	1,972	-0,242	-0,148	1,17E-15
2 Kg	10,970	13,257	-2,288	-1,239	6,74E-19
4 Kg	16,900	19,276	-2,376	-2,283	6,44E-22
6 Kg	22,340	21,047	1,293	0,332	1,000
8 Kg	28,373	29,411	-1,039	-1,298	6,22E-06
10 Kg	30,703	29,421	1,282	0,056	1,000

Grafické znázornění je vyobrazeno níže.



Obrázek 8-23: Boxploty - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - flexory



Obrázek 8-24: Histogramy - výsledky pro submisivní horní končetinu 80° - flexory

8.1.4 Závěrečné hodnocení

Z předcházejících výsledků a grafů byly vytvořeny následující souhrnné tabulky, které přehledně zobrazují, kdy byla hypotéza potvrzena anebo vyvrácena. Tabulka obsahuje

výsledky pro obě pohlaví dohromady. Je vidět, že hypotéza není potvrzena v krajních případech pro minimální a maximální zátěže. Ve většině případů je však hypotéza H1: „Svalové zatížení flexorů i extensorů je v případě předpažení (flexe) nižší než v případě upažení (abdukce).“ potvrzena, nicméně je nutno pracovat s každým výsledkem zvlášť.

„ANO“ v souhrnné tabulce níže znamená, že v tomto případě byla hypotéza H1 potvrzena, pokud je v tabulce uvedeno „NE“, znamená to, že hypotéza H1 potvrzena nebyla. Z výsledků je patrné, že závislosti nebyly jasně prokázány většinou v případě nulové zátěže a naopak u velkých zátěží s 8 a 10 Kg. U velkých zátěží je to zejména z důvodu individuality každého člověka. Hypotéza tedy byla potvrzena v 79 % případů.

Tabulka 8-13: Souhrnné výsledky vyhodnocení hypotézy H1

Dominantní HK, extensory	0 Kg	2 Kg	4 Kg	6 Kg	8 Kg	10 Kg
40°	NE	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO
60°	NE	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO
80°	NE	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO
Submisivní HK, extensory	0 Kg	2 Kg	4 Kg	6 Kg	8 Kg	10 Kg
40°	NE	ANO	ANO	ANO	NE	ANO
60°	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO	NE
80°	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO	NE
Dominantní HK, flexory	0 Kg	2 Kg	4 Kg	6 Kg	8 Kg	10 Kg
40°	NE	ANO	ANO	ANO	ANO	NE
60°	ANO	ANO	ANO	ANO	NE	ANO
80°	NE	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO
Submisivní HK, extensory	0 Kg	2 Kg	4 Kg	6 Kg	8 Kg	10 Kg
40°	ANO	ANO	ANO	ANO	NE	ANO
60°	ANO	ANO	ANO	ANO	NE	ANO
80°	ANO	ANO	ANO	NE	ANO	NE

8.2 Hypotéza 2 – závislost mezi úhlem, zátěží a svalovým zatížením

H2: „Existuje závislost mezi úhlem v rameni, zátěží a lokálním svalovým zatížením předloktí.“

V rámci statistického vyhodnocení byly hypotézy testovány vždy na hladině významnosti 5 %. Pro vizualizaci dat byly využívány histogramy a boxploty. Byla použita pouze data pro dominantní horní končetinu.

Z důvodu nesplnění předpokladů pro použití analýzy rozptylu (ANOVA) byl použit Friedmanův test.

8.2.1 Testování předpokladů ANOVA

1. Nezávislost měření mezi skupinami (tzn. mezi jednotlivými úrovněmi zátěže a úhlu ramene, případně jejich interakce) nebyla splněna. Měření jsou na sobě logicky závislá, protože pochází od stejných lidí.
2. Předpoklad normality nebyl splněn, protože p-hodnoty Anderson-Darlingova testu byly ve všech případech nižší než 0,001. Data v jednotlivých skupinách tedy nesplňují normální rozdělení.
3. Shoda rozptylu dat v jednotlivých kategoriích dle úhlu byla splněna. V případě rozdělení dle zátěže ale ne – při zátěži 0 a 2 Kg je rozptyl více než trojnásobně nižší než u zátěže vyšší.

Tabulka 8-14: Rozptyl hodnot - úhel

Level	Rozptyl	Počet
40°	93,31303	3606
60°	131,7228	3576
80°	190,5298	3606

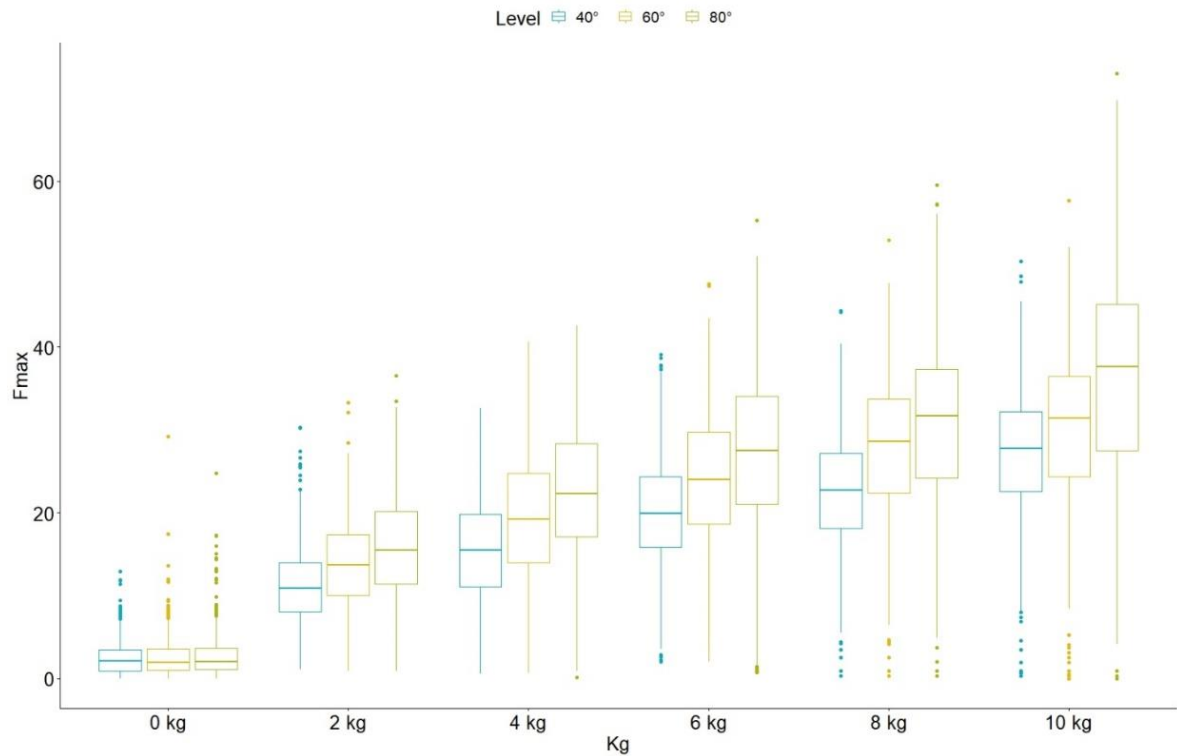
Tabulka 8-15: Rozptyl hodnot 2 – váha

Kg	Rozptyl	Počet
0 g	5,710855	2130
2 Kg	33,10672	2160
4 Kg	63,2542	2160
6 Kg	82,82413	2160
8 Kg	100,4649	1092
10 Kg	146,5185	1086

Z důvodu nesplnění podmínek metody ANOVA byl použit Friedmannův test pro otestování vlivu každého faktoru zvlášť.

8.2.2 Statistické vyhodnocení

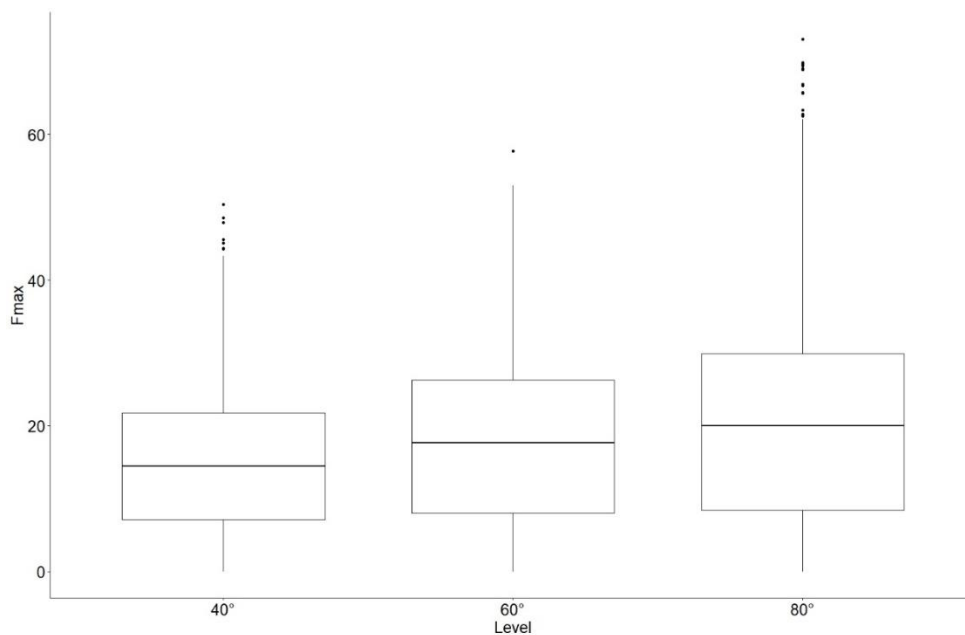
Z níže vykreslených boxplotů lze vidět, že hodnota úhlu i zátěže mají na hodnotu Fmax viditelný vliv. Tento vliv bude otestován pomocí Friedmanova testu pro každý faktor zvlášť.



Obrázek 8-25: Boxploty - závislost zátěže a úhlu

Úhel

Dle vykreslených boxplotů je viditelný rozdíl v hodnotách Fmax v závislosti na úhlu v rameni, tzn. při zvyšujícím se úhlu roste i hodnota průměrného % Fmax.



Obrázek 8-26: Boxploty - úhel v rameni

To bylo potvrzeno i Friedmanovým testem, u kterého vyšla p-hodnota nižší než 0,001, viz tabulka, kde jsou zobrazeny i hodnoty mediánů a průměrů hodnot Fmax v jednotlivých

skupinách. Dle post-hoc analýzy je statisticky významný rozdíl mezi všemi úrovněmi (každá úroveň faktoru má svoji skupinu).

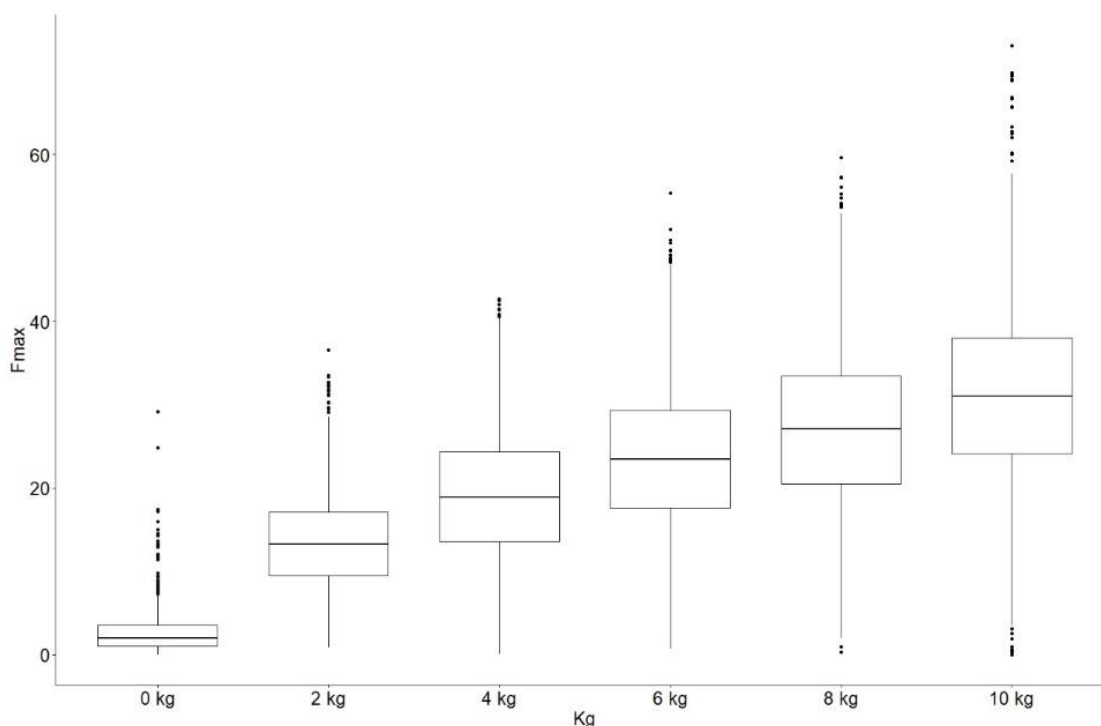
Tabulka 8-16: Friedmanův test – výsledky 1

	medián	průměr	p-hodnota	skupina
40°	14,5	14,8	<0,001	A
60°	17,7	17,8		B
80°	20	20,2		C

Byl tedy potvrzen statisticky významný vliv zvoleného úhlu na měřenou hodnotu Fmax na hladině významnosti 5 %.

Váha manipulovaného břemene

Z boxplotů je viditelné, že Fmax významně závisí na zátěži – čím vyšší zátěž, tím větší je svalové zatížení Fmax na předloktí.



Obrázek 8-27: Boxploty - váha manipulovaného břemene

Tento vliv potvrdil i Friedmanův test, který vyšel s p -hodnotou $<0,001$, viz následující tabulka zobrazující kromě p -hodnoty i hodnoty mediánů a průměrů % Fmax pro jednotlivé úrovně. Zároveň zobrazuje výsledek post-hoc analýzy, tj. zařazení do jednotlivých skupin – vzhledem k tomu, že každý faktor má svoji skupinu, je statisticky významný rozdíl mezi každou dvojicí úrovní.

Tabulka 8-17: Friedmanův test - výsledky 2

	medián	průměr	p-hodnota	skupina
0 Kg	1,99	2,61	<0,001	A
2 Kg	13,2	13,6		B
4 Kg	18,8	19,1		C
6 Kg	23,4	23,5		D
8 Kg	27,1	26,8		E
10 Kg	31	30,9		F

Byl potvrzen statisticky významný vliv zátěže na naměřenou hodnotu % Fmax na hladině významnosti 5 %.

8.2.3 Závěrečné hodnocení

Na základě výsledků Friedmanova testu lze konstatovat, že byla prokázána závislost mezi úhlem v rameni, zátěží a lokálním svalovým zatížením předloktí a hypotéza H2: „Existuje závislost mezi úhlem v rameni, zátěží a lokálním svalovým zatížením předloktí.“ byla potvrzena.

8.3 Hypotéza 3 – predikční model svalového zatížení předloktí

H3: „Lze vytvořit model pro predikci svalového zatížení předloktí v závislosti na hmotnosti manipulovaného břemene a polohy horní končetiny.“

Pro ověření hypotézy H3 byla použita metoda logistické regrese. Závislá proměnná je v tomto případě binární, tj. nabývá pouze dvou hodnot (0,1), kde 0 označuje nevhodnou pozici a 1 vhodnou pozici. Jako faktory, které mohou vhodnost pozice ovlivňovat, byly analyzovány následující:

- věk (age) ,
- pohlaví (sex),
- BMI,
- sval,
- úhel,
- zátěž,
- pozice.

Model byl vytvořen pouze pro dominantní horní končetinu.

8.3.1 Příprava dat a jejich vyhodnocení pro tvorbu modelu

Pro vytvoření binární závislé proměnné byly použity naměřené hodnoty Fmax. Za vhodnou pozici byla zvolena ta, která vykazuje menší svalové zatížení než 20 % Fmax. U každého měření byla dle hodnot Fmax stanovena vhodnost pozice následovně:

- Vhodná pozice (1) - Fmax <20 %
- Nevhodná pozice (0) – Fmax ≥ 20 %

Do modelu vstupují další kategorické (binární) proměnné, konkrétně pohlaví, sval a pozice. Tyto proměnné bylo třeba pro účel modelu zakódovat následujícím způsobem:

- Pohlaví: Žena = 1; Muž = 0
- Sval: F (flexor) = 1; E (extensor) = 0
- Pozice: dyn (flexe) = 1; abd (abdukce) = 0

K vyhodnocení byl použit statistický software R, funkce glm(). Data byla rozdělena na tzv. trénovací a testovací. Trénovací data od 140 probandů sloužila k vytvoření modelu, testovací data od zbylých 40 probandů sloužila pro ověření spolehlivosti modelu. Spolehlivost modelu se ověřovala podle toho, zda výsledné rozhodnutí na základě modelu, zda je pozice vhodná nebo ne, odpovídalo vhodnosti pozice na základě změřené F_{max} . Výsledné rozhodnutí bylo stanoveno následujícím způsobem:

Pokud $P^x > 0,5$, tj. pravděpodobnost toho, že pozice je vhodná, je dle modelu větší než 50 %, označili jsme tuto pozici za vhodnou (tj. $Y=1$),

Pokud $P^x \leq 0,5$, tj. pravděpodobnost toho, že je pozice vhodná je menší nebo rovna 50 %, označili jsme tuto pozici za nevhodnou.

Dle toho lze vypočítat, kolikrát byla pozice klasifikována dle modelu správně a kolikrát špatně. Poměr správně klasifikovaných pozic a celkového počtu pozic v testovací sadě pak určuje spolehlivost modelu.

8.3.2 Popis modelu pro predikci svalového zatížení předloktí

V rámci vyhodnocení bylo vytvořeno několik modelů, které různě kombinovaly vybrané nezávislé proměnné x_i . V prvním kroku byly použity všechny vybrané proměnné a byla vypočítána spolehlivost. V následujících krocích byly odebrány jednotlivé proměnné, jejichž koeficient β_i byl v modelu nejméně významný (dle p-hodnoty testu významnosti koeficientu, případně dle hodnoty samotného koeficientu). Pro každý model byla spočítána spolehlivost, aby z nich byl následně vybrán ten nejlepší.

Přehled modelů lze vidět v následující tabulce, křížek značí, že proměnná byla součástí daného modelu. BMI bylo hned v prvním modelu stanoveno jako nejméně významné, do následujících modelů už tak nebylo zpětně zařazováno. Zeleně je označen model č. 2, jehož spolehlivost byla ze zkoušených modelů nejlepší – správně bylo klasifikováno více než 85,5 % pozic.

Tabulka 8-18: Výběr modelu pro H3

ID	Age	Sex	BMI	Sval	Level	Kg	Pozice	Spolehlivost
1	X	X	X	X	X	X	X	84,48 %
2	X	X	-	X	X	X	X	85,56 %
3	X	X	-	X	-	X	X	85,06 %
4	-	X	-	X	X	X	X	83,90 %

Na základě výběru modelu byl zvolen model finální. Parametry vybraného modelu lze vidět v tabulce níže, kde jsou jak vypočítané parametry β_i pro jednotlivé proměnné, tak standardní chyba odhadu (SE) a p-hodnota testu významnosti daného koeficientu (všechny koeficienty jsou statisticky významné). Druhý sloupec obsahuje přepočítané parametry.

Tabulka 8-19: Parametry vybraného modelu

	β_i	SE	p-hodnota
Intercept	7,588	0,151	<0,001
Věk	-0,036	0,002	<0,001
Pohlaví	-1,975	0,055	<0,001
Sval	1,187	0,047	<0,001
Úhel	-0,041	0,001	<0,001
Kg	-0,738	0,011	<0,001
Pozice	0,570	0,045	<0,001

Regresní model lze napsat následovně:

$$y = \ln(\text{šance vhodnosti polohy})$$

$$= 7,588 - 0,036Věk - 1,975Pohlaví + 1,187Sval - 0,041Úhel - 0,738Kg + 0,570Pozice.$$

Pravděpodobnost vhodnosti se pak spočte jako

$$p^x = \frac{\exp(y)}{1 + \exp(y)}.$$

Pro interpretaci hodnot koeficientů je lze jednoduše přepočítat jako $\exp(\beta_i) - 1$ [2], viz následující tabulka. Interpretace je pak následující:

- Věk: S přibývajícím věkem se pravděpodobnost, že pozice bude pro daného probanda vhodná, snižuje o 3,6 %.
- Pohlaví: Ženy mají o 86 % menší pravděpodobnost, že pro ně bude pozice vhodná než muži.
- Sval: Z pohledu flexoru je poloha 2x vhodnější než u extensoru.
- Úhel: Se zvyšujícím se úhlem se pravděpodobnost vhodnosti pozice u daného probanda snižuje o 4,1 %.
- Kg: Se zvyšujícím se závažím se pravděpodobnost vhodnosti modelu snižuje o 74 %.
- Pozice: V případě flexe je pravděpodobnost vhodnosti pozice o 76,8 % vyšší než u abdukce.

Tabulka 8-20: Přepočtení koeficientů

	β_i	$\exp(\beta_i) - 1$
Věk	-0,036	-0,035
Pohlaví	-1,975	-0,861
Sval	1,187	2,276
Úhel	-0,041	-0,041
Kg	-0,738	-0,522
Pozice	0,570	0,768

8.3.3 Spolehlivost modelu a využití v praxi

Správnost zařazení naměřené pozice z testovacího souboru je vyjádřena v následující tabulce. Do kategorie „nehodná pozice“, tj. 0, bylo zařazeno 2 000 poloh, do kategorie „vhodná pozice“, tj. 1, bylo správně zařazeno 2 427. Ze všech poloh v testovacím souboru (5 174) bylo tedy správně zařazeno 4 427, tedy 85,56 %.

244 poloh (4,7 %) bylo špatně zařazeno do kategorie 0, ačkoliv patřily do kategorie 1 (tj. polohy jsou vhodné, ale model je označil za nevhodné – chyba 1. druhu), 503 poloh (9,7 %) bylo špatně zařazeno do kategorie 1, ačkoliv patřily do kategorie 0 (tj. polohy jsou nevhodné, ale model je zařadil mezi vhodné – chyba 2. druhu).

Tabulka 8-21: Správnost zařazení naměřené pozice z testovacího souboru

Model Test	0 - nevhodná	1 - vhodná
0 - nevhodná	2000	503
1 - vhodná	244	2427

Spolehlivost modelu se může měnit v případě, že bude jinak definovaná vhodnost modelu, např. že pravděpodobnost vhodnosti modelu musí být alespoň 70 %. Pak by byla spolehlivost 86,5 % a tabulka by vypadala následovně:

Tabulka 8-22: Diskuze ke spolehlivosti

Model Test	0 - nevhodná	1 - vhodná
0 - nevhodná	2314	189
1 - vhodná	510	2161

V tomto případě se obrátila četnost chyb 1. a 2. druhu, kdy do kategorie 0 bylo chybně zařazeno 510 poloh, zatímco do kategorie 1 bylo chybně zařazeno 189 poloh. V rámci vyhodnocení nelze dovést, aby byly dobře označeny chybné výsledky. U stanovení hranice, kdy je poloha vhodná nebo nevhodná je tedy třeba se zamyslet nad tím, kterou chybu jsme spíše ochotni tolerovat, zda špatné zařazení vhodné polohy mezi nevhodné nebo naopak špatné zařazení nevhodné polohy mezi vhodné. Abychom zmenšili pravděpodobnost první chyby, tak musí být model nastaven alespoň na 70 %.

Praktický příklad využití modelu je následovný.

Parametry reálného probanda:

- Věk: 49 let,
- Pohlaví: žena,
- Sval: extensor,
- Stupně: 60°,
- Zátěž: 6 Kg,
- Pozice: abdukce

Reálný výsledek měření: $F_{max} = 41,42$, tj. nevhodná pozice

Výpočet dle regresní rovnice po dosazení:

$$\begin{aligned} y &= \ln(\text{šance vhodnosti polohy}) \\ &= 7,588 - 0,036 \cdot 49 - 1,975 \cdot 1 + 1,187 \cdot 0 - 0,041 \cdot 60 - 0,738 \cdot 6 \\ &\quad + 0,570 \cdot 0 = -3,039 \end{aligned}$$

Pravděpodobnost toho, že je pozice vhodná se spočítá jako $P^x = \frac{\exp(y)}{1+\exp(y)} = 0,046$.

Dle vytvořeného modelu je tedy pozice definovaná stupněm, zátěží a pozicí pro ženu výše uvedených parametrů vhodná jen z 4,6 %, tj. nevhodná.

Průměrné procento F_{max} v rámci provedených experimentů v případě zkoumaných parametrů reálných probandů bylo pro extensory v hodnotě 36,98 % F_{max} a 39,24 % F_{max} , tedy nevhodné.

8.3.4 Závěrečné hodnocení modelu

Pomocí logaritmické regrese byl vytvořen matematický model, díky němuž lze na základě několika parametrů specifikující probanda a pozici určit, zda je tato pozice vhodná nebo nikoliv. Vhodná pozice byla označena jako taková, při které proband využívá maximálně 20 % F_{max} . Na základě logaritmického modelu lze odhadnout pravděpodobnost vhodnosti pozice, na základě, které pak pozici zařadíme buď mezi vhodné nebo nevhodné. V případě zařazení pozice mezi vhodné, pokud je pravděpodobnost její vhodnosti vyšší než 50 % je spolehlivost modelu 85,56 %. Pokud nastavíme jako požadovanou pravděpodobnost vhodnosti na 70 %, spolehlivost modelu dosahuje 86,5 %.

Hypotéza H3: „Lze vytvořit model pro predikci svalového zatížení předloktí v závislosti na hmotnosti manipulovaného břemene a polohy horní končetiny.“ byla na základě provedeného statistického vyhodnocení potvrzena.

9 PŘÍNOSY DISERTAČNÍ PRÁCE

Obsahem této kapitoly je souhrn teoretických a praktických přínosů výzkumu zaměřeného na hodnocení lokální svalové zátěže s ohledem na pracovní polohu a váhou manipulovaného břemene s ohledem na průmyslovou výrobu. Zároveň je uvedeno, v jakých případech lze predikční model v praxi využít. V neposlední řadě jsou uvedena doporučení pro další výzkum v dané problematice.

9.1 Teoretický přínos práce

Přínosem disertační práce je zmapování vlivu polohy horní končetiny (ramene) na lokální svalovou zátěž při diferentním zatížení břemenem. Tato problematika byla doposud řešena pouze několika zahraničními autory. Výzkumy však nebyly provedeny na dostatečném vzorku osob, zároveň byly experimenty měřeny jinými měřidly, která v České republice nejsou akreditována a nelze je používat pro kategorizaci pracovišť či pro měření potenciální nemoci z povolání. Lze však říci, že závěry předcházejících autorů byly i vzhledem k využití rozdílných technologií měření potvrzeny na větším vzorku participantů, zároveň byl výzkum rozšířen o měření a hodnocení lokální svalové zátěže i na flexorové svalové skupině předloktí.

Práce potvrdila všechny předem stanovené hypotézy. Bylo potvrzeno, že svalové zatížení flexorů a extensorů je v případě předpažení nižší než v případě upažení, zároveň bylo potvrzeno, že existuje závislost mezi úhlem v rameni, váhou manipulovaného břemene (zátěží) a lokálním svalovým zatížením předloktí. Díky výzkumu byl vytvořen predikční model sloužící pro identifikaci nevhodných pracovních poloh z hlediska hodnocení lokální svalové zátěže horních končetin. Práce taktéž potvrdila soulad s dřívějšími výzkumy a odbornými pracemi, které se zaměřovaly na stárnutí pracovní síly. Vedlejším výstupem této práce bylo zjištění, že po 45 roce života dochází k úbytku svalové síly a možnému nástupu degenerativních změn, a to jak u mužů, tak u žen, kde byl tento úbytek razantnější. Zároveň byla potvrzena vazba mezi velikostí průměrného % Fmax a maximální svalovou silou osob a rozdílnost průměrného % Fmax u zkoumaného pohlaví – muži vs. ženy, kde bylo potvrzeno, že ženy mají cca 2/3 mužské síly.

Vytvořený model lze využít jako predikci nevhodných pracovních poloh z hlediska hodnocení lokální svalové zátěže horních končetin. Díky tomu můžeme nyní určit, při jaké konkrétní poloze ramene je daná hmotnost manipulovaného břemene dlouhodobě či krátkodobě únosná. Díky využití akreditovaného měřicího přístroje lze z těchto výsledků vyvodit důsledky i do praxe. Praktické využití predikčního modelu je popsáno v kapitole níže.

9.2 Praktický přínos práce

Jak již bylo zmíněno výše, teoretické výsledky jsou aplikovatelné i do praxe, a to především v průmyslových podnicích, které se s problematikou syndromu karpálního tunelu či dalších pracovních onemocnění horních končetin potýkají nejčastěji. Téma je z hlediska nutnosti kategorizace pracovních pozic s ním spojeným nutným měřením či odborným hodnocením lokální svalové zátěže velmi aktuální, stejně jako všeobecně nutné a podporované snižování fyzické zátěže u pracovníků při práci.

Model pro predikci zatížení horních končetin u výrobních pracovníků by měl prakticky pomoci zjednodušit předvídatelnost jejich zatížení a případného přetížení předloktí. Tím pádem se zjednodušuje možnost prevence přetížení horních končetin oproti reaktivnímu chování, až když je přetížení horních končetin zjištěno. Limity predikčního modelu vycházejí z české legislativy (NV č. 361/2007 Sb.), jsou však aplikovatelné i na Slovensku či v dalších státech, kde není problematika lokální svalové zátěže doposud vůbec hodnocena či není vytvořen tak kvalitní hodnoticí systém.

Od 1. 5. 2020 je v České republice možné pro kategorizaci pracovišť provádět tzv. odborné hodnocení, dle Zákona č. 205/2020 Sb. – v tomto případě lze pracoviště zařadit pouze do 2. kategorie. Odborné hodnocení musí provádět autorizovaná ergonomická laboratoř či státní zdravotní ústav, jedná se však pouze o subjektivní hodnocení na základě předchozí zkušenosti a praxi hodnotitele. Model by tedy v budoucnu mohl být vhodným pomocníkem právě při provádění odborného hodnocení jednotlivých pracovních pozic.

Zároveň by byl vhodným nástrojem pro odborně způsobilé osoby v prevenci rizik (EHS manažeri, BOZP manažery apod.) či pro lean manažery a ergonomy, plánující rozvoj výroby v podniku. Díky výzkumu lze predikovat svalovou zátěž na pracovištích v různých pracovních polohách, a tím v budoucnu v podniku eliminovat nežádoucí kategorii práce č. 3 a potenciální vznik nemocí z povolání či muskuloskeletálních onemocnění pracovníků. Podniky díky využití tohoto modelu zjistí svalové zatížení pracovníků již v počátku samotné výroby, v lepším případě v samotné předvýrobní fázi, díky čemuž mohou nevhodné pracovní pozice upravit a tím minimalizovat rizika spojená s vyšší kategorií práce, jako jsou bezpečnostní přestávky, častější lékařské prohlídky včetně vyšetření předloktí pomocí integrované elektromyografie či pracovní neschopnost pracovníků, v horším případě nemoc z povolání.

Predikční model by mohl být využíván taktéž při normování pracoviště v jeho předvýrobní fázi, v tomto případě by bylo vhodné model napojit na výpočet předem stanovených časů pomocí metody MOST či MTM. V tomto případě se však jedná spíše o doporučení na další výzkum, to a další témata doporučená na další výzkum jsou popsána v kapitole níže.

9.3 Doporučení pro další výzkum v dané problematice

Práce navazuje na doporučení M.Káby (2020), který provedl experimentální výzkum na hodnocení lokální svalové zátěže předloktí při různém zatížení břemen napříč věkovými skupinami. Výzkum byl zaměřen na polohu lokte a zápěstí. Díky této práci jsou zpracované výsledky pro další část paže (vliv polohy ramene) a bylo by vhodné tyto modely spojit a vytvořit matematický model pro predikci zatížení celé horní končetiny. V budoucnu by bylo vhodné experimentální výzkum rozšířit o další participanty a zaměřit se taktéž na rozdíl svalového zatížení dominantní a submisivní horní končetiny, případně na rozdílnost svalového zatížení dle posuzovaného pohlaví, což by mohlo vést ještě k větší ochraně zdraví při práci.

V praxi lze v České republice oficiálně pro měření a kategorizování pracovišť používat doposud pouze jeden akreditovaný přístroj – EMG Holter od společnosti Geta. Na mezinárodním trhu však existuje mnoho dalších technologií (biomechanických systémů),

kteří disponují integrovanou elektromyografií, a jejichž princip měření je obvykle totožný. Není doposud dostatečně probádáno, jak moc se přesnost těchto měřidel liší a zda by bylo možné v České republice pro hodnocení potenciálního vzniku nemoci z povolání či kategorizaci pracovišť využívat i jiné technologie. Na trhu se začínají objevovat i nové kinematické obleky snímající nejenom pohyb osoby, ale také jeho svalové zatížení. U některých technologií lze hodnotit nejenom svalové zatížení předloktí, ale také deltoidu, ramenního svalu či svalů zad a hýždí.

Tato disertační práce a zároveň práce M.Káby přináší vhodná vstupní data pro projekt Prevence syndromu karpálních tunelů a dalších nemocí z povolání, na kterém pracuje pět českých univerzit (Technická univerzita v Ostravě, Univerzita Palackého v Olomouci, České vysoké učení technické v Praze, Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně a Vysoká škola chemicko-technologická v Praze) v rámci Technologické agentury ČR. Cílem projektu je vývoj nové technologie s navazujícím softwarovým vybavením, která bude dokonale vyhodnocovat nejčastější rizikové faktory pracovního prostředí, včetně lokální svalové zátěže, celkové fyzické zátěže či pracovní polohy.

ZÁVĚR

Cílem disertační práce byla tvorba modelu závislosti pracovní polohy ramenního kloubu na svalovém zatížení předloktí. Za účelem splnění tohoto cíle bylo nejprve nutné zrealizovat experimentální měření v laboratorních podmínkách, kde participantů výzkumu prováděli předem definované a kontrolované pohyby s různými břemeny. Výsledky experimentu byly následně statisticky vyhodnoceny a verifikovány.

Cíl práce byl definován s ohledem na teoretické závěry práce. Byla zjištěna skutečnost, že v prostudované odborné literatuře, zaměřené na oblast polohy horní končetiny a její vliv na lokální svalové zatížení, nebyl doposud stanoven matematický model, který by umožňoval predikovat hodnoty svalového zatížení předloktí s ohledem na ovlivňující parametry. Dalším důvodem, proč se práce orientovala právě tímto směrem, byl fakt, že v průmyslových podnicích je tato oblast stále často opomíjena. I přesto, že je obor ergonomie ve světě stále více oblíbený a diskutovaný, v České republice je brána spíše jako postranní a legislativou nucená aktivita, nikoliv jako nástroj pro efektivní úpravu pracoviště, díky kterému je možné zvýšit produktivitu pracovníků, ale především pomoci zabránit vzniku muskuloskeletálních poruch, pracovním úrazům či nemocem z povolání. Ergonomie by však měla být obecně vnímána jako nástroj pro prevenci rizik a ochranu pracovníků při práci i mimo ní.

Po provedení teoretických rešerší, stanovení tezí a celkového bádání v oblasti lokální svalové zátěže v závislosti na pracovní poloze a manipulovaném břemenu vyplynuly určité hypotézy. Díky rozsáhlosti výzkumu bylo nutné získat data velkého počtu osob, nejlépe v různých věkových skupinách. Výsledkem bylo zpracování a vyhodnocení 180 experimentálních měření.

V rámci metodiky statistického vyhodnocení byly statistické hypotézy testovány vždy na hladině významnosti 5 %. Pro vizualizaci dat byly využívány histogramy a boxploty. V případě hypotézy H2 a H3 byla použita pouze data pro dominantní horní končetinu, pro vyhodnocení hypotézy H1 byla brána v potaz i data pro končetinu submisivní.

První hypotéza se zaměřila na velikost svalového zatížení sledovaných svalů a jejich porovnání v případě různých pracovních poloh (předpažení – upažení). Hypotéza nebyla potvrzena v krajních případech pro minimální a maximální zátěže. V 79 % případů však bylo potvrzeno, že svalové zatížení flexorů a extensorů je v případě předpažení nižší než v případě upažení.

Druhá hypotéza, která zkoumala existenci závislostí mezi úhlem v rameni, zátěží a lokálním svalovým zatížením předloktí byla statisticky vyhodnocena pomocí Friedmanova testu. Na základě výsledků tohoto testu lze konstatovat, že byla prokázána závislost mezi úhlem v rameni, zátěží a lokálním svalovým zatížením předloktí. Druhá hypotéza tak byla taktéž potvrzena.

Díky vyhodnocení třetí hypotézy a zároveň díky využití poznatků z vyhodnocení první a druhé hypotézy, vznikl predikční model pro predikci a identifikaci nevhodných pracovních poloh z hlediska lokální svalové zátěže horních končetin. Tento model byl vytvořen pomocí logaritmické regrese a určuje, zda je poloha horní končetiny při manipulaci s určitou váhou závaží pro pracovníka vhodná či nikoliv. Jako vhodná pozice byla označena taková,

kteřá využívá maximálně 20 % F_{max} . Třetí hypotéza tak byla díky vytvořenému modelu potvrzena. Model je vhodný pro budoucí využití nejenom ve výzkumné sféře, ale taktéž v praxi, především při analyzování stavu pracovní pozice a nalezení potenciálního rizika lokální svalové zátěže na pracovišti. Veškeré výsledky a vyhodnocení jsou obsahem modelu závislosti mezi pracovní polohou ramene, manipulovaným břemenem a lokální svalovou zátěží na předloktí.

Jak již bylo několikrát zmíněno, ergonomie v podniku je velice důležitým a přínosným faktorem. Dobře řešená ergonomie jednak přispívá k lepším pracovním výkonům, tak i k fyzickému a psychickému zdraví člověka, v neposlední řadě souvisí s vyšší bezpečností a efektivitou práce. Pokud se však člověk hlouběji zamyslí nad ergonomií v podniku, uvědomí si, že ergonomie nemá pozitivní vliv jen na pracovníka, ale promítá se zásadně i do řízení podniku. Zde jde zejména o finanční stránku, časovou a administrativní úsporu. Význam ergonomie je v podnicích často přehlížen či podcěnován, a to nejenom vedením firmy, ale taktéž samotnými zaměstnanci, je však třeba si uvědomit, že lidé tráví v práci až třetinu svého života, proto je důležité nad samotným pracovištěm uvažovat v širším spektru a zakomponovat prvky ergonomie kdekoliv to jde a tím pracovníkům alespoň určitým způsobem usnadnit jejich práci. Ergonomická opatření přinášejí podnikům nespočet výhod, ať už se jedná o snížený výskyt pracovních úrazů, vitálnější a zdravější zaměstnance či bezpečnější pracoviště obecně, protože zdraví a bezpečnost pracovníků je klíčem k úspěchu každého podniku. Každý zaměstnanec v něm totiž vykonává důležitou funkci, ať se jedná o montáž výrobku na výrobní lince či manažerku oddělení. Pokud je ohroženo zdraví nebo pracovní pohoda zaměstnance, podnik tím nevyhnutelně trpí.

Zavedením ergonomických standardů do každodenní praxe mohou podniky minimalizovat prostoje a maximalizovat efektivitu. Zároveň tím podpoří kulturu bezpečnosti práce, zvýší morálku a posílí loajalitu k samotnému podniku. Firmy, které se zaměřují na zdraví a pohodu svých zaměstnanců totiž dosahují těch nejlepších výkonů. Dalším důvodem, proč je ergonomie z dnešního pohledu velmi důležitá je fakt, že pracovní populace stárne a kvůli ekonomické krizi je oddalován odchod pracovníků do důchodu. Fyzická pracovní schopnost, jako je například svalová síla však klesá kolem 45 roku života, v této době taktéž dochází k častějšímu nástupu degenartivních změn. S věkem zároveň souvisejí faktory, jako jsou manuální zručnost nebo schopnost učit se a pamatovat si. Právě ergonomie může výrazně přispět k eliminaci rizik způsobených neadekvátní interakcí mezi pracovníkem, pracovním prostředím a pracovními prostředky a sloužit jako nástroj k oddálení fyzického stárnutí pracovní síly. Pokud chceme mít fungující a prosperující podnik, musíme myslet na naše zaměstnance, protože právě oni přinášejí podniku přidanou hodnotu.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] Burton, W.N., Conti, D.J., Chen, C.-Y., Schultz, A.B. a Edington, D.W. The role of health risk factors and disease on worker productivity. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*. Volume 41, 863 – 877. 1999. ISSN 10762752. Dostupné z: DOI: 10.1097/00043764-199910000-00007
- [2] Cost of Quality. Prevention Costs [online]. © 2011. Dostupné z: <http://www.costofquality.org/prevention-costs/>
- [3] Michaels, David. Injury and Illness Prevention Program. United States Department of Labor [online]. © 2010 [cit. 2014-12-26]. Dostupné z: <https://www.osha.gov/dsg/topics/safetyhealth/index.html>
- [4] United States Department of Labor. OSHA - Occupational Safety & Health Administration. [online]. © 2010. [cit. 2014-12-26]. Dostupné z: <https://www.osha.gov/SLTC/ergonomics/>
- [5] *Zákony pro lidi. Zákony pro lidi - Sbírka zákonů ČR v aktuálním konsolidovaném znění.* © 2018. [cit. 2017-11-17]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/>
- [6] Čech, Vladimír. *Organizace a řízení práce a pracovních kolektivů v podniku.* Vysoká škola strojní a elektrotechnická v Plzni, Plzeň, 1978.
- [7] Marek, Jakub, Skřehot, Petr. *Základy aplikované ergonomie.* Praha: VÚBP, v.v.i., 2009, 118 s., ISBN 978-80-86973-58-6.
- [8] Chundela, Lubor. 2005. *Ergonomie.* 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 173 s. ISBN 80-01-02301-x.
- [9] Salvendy, Gavriel. *Handbook of Human Factors and Ergonomics.* 2012. USA: John Wiley & Sons. ISBN 978-0-470-52838.
- [10] Bridger, Robert. *Introduction to Ergonomics.* 2009. CRC Press. 808 s., ISBN 978-0-8493-7306.0.
- [11] ČSN EN 614-1. *Bezpečnost strojních zařízení – Ergonomické zásady navrhování – část 1: Terminologie a všeobecné zásady.* Praha: Český normalizační institut, 2006. 15 s.
- [12] Görner, T., Šimon, M. Případová studie ergonomického projektování pracovišť s využitím digitální továrny. In *Digitální podnik 2008.* Žilina: Slovenské centrum produktivity, 2008. s. 99-104. ISBN: 978-80-89333-03-5.
- [13] Bureš, M. *Tvorba a optimalizace pracoviště.* 1. vyd. Plzeň: SmartMotion s.r.o., 2013, ISBN: 978-80-87539-32-3
- [14] Karwowski, Waldemar. 2012. *International Encyclopedia of Ergonomics and Human Factors.* CRC Press, 2006. ISBN 9780849392115
- [15] Prabir Mukhopadhyay , Leonard W. O'Sullivan & Timothy J. Gallwey(2009) Upper limb discomfort profile due to intermittent isometric pronation torque at different postural combinations of the shoulder-arm system, *Ergonomics*, 52:5, 584-600, DOI:10.1080/00140130802396438

- [16] Japan Ergonomics Society. Importance of Ergonomics and its Role in Society [online]. © 2014 [cit. 2019-12-22]. Dostupné z: https://www.ergonomics.jp/e_index/e_outline/e_role.html
- [17] Dombeková, B. 2018. Model pro hodnocení rizikového faktoru lokální svalová zátěž u vybraných prací. Disertační práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně. 2018
- [18] Provazník a kol., Psychologie pro ekonomy a manažery. Praha: Grada Publishing, 2002. ISBN 80-247-0470-6
- [19] Krivohlavý, Jaro. Psychologie smysluplnosti existence. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-1370-5
- [20] Kohoutek, Rudolf., ŠTĚPANÍK, Jaroslav. Psychologie práce a řízení. Brno: Cerm, 2000. 223 s. ISBN 80-214-1552-5
- [21] Armstrong, Michael. Řízení lidských zdrojů. Praha: GradaPublishing, 2005, ISBN80-247-0469-2.
- [22] Escorpizo, R. Understanding Work Productivity and its Application to Work-related Musculoskeletal Disorders. International Journal of Industrial Ergonomics. Volume 38. [online]. 2008. 291 – 297. ISSN: 01698141. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ergon.2007.10.018
- [23] M.P.O'Donnell. Health and Productivity Management: The Concept, Impact and Opportunity: Commentary to Goetzel and Ozminkowski. American Journal of Health Promotion. Volume 14. [online]. 2000. 215-217. ISSN: 08901171. Dostupné z: DOI: 10.4278/0890-1171-14.4.215
- [24] Hrabětová, Eva. Organizace práce. Praha, 1998. ISBN 80-7079-837-8
- [25] Štikar, J., Rymeš M., Riegel, K., Hoskovec, J.: Psychologie ve světě práce. Karolinum, Praha 2003
- [26] Mikuláščík, M. Manažerská psychologie. 3. přepracované vydání. Praha GRADA. 2015. ISBN: 978-80-247-4221-2
- [27] Znalostní systém prevence rizik v BOZP - Pracovní výkon a pracovní zátěž člověka. Znalostní systém prevence rizik v BOZP – Úvod [online]. Copyright © 2016 [cit. 6.11.2018]. Dostupné z: <https://zsbozp.vubp.cz/pracovni-prostredi/ergonomie/335-pracovni-vykon-a-pracovni-zatez-cloveka>
- [28] Slamková, E., Dulina, L., Tabaková, M.: Ergonómia v priemysle, GEORG, Žilina, 2010, 261 s., ISBN 978-80-89401-09-3
- [29] SZÚ. Faktory pracovního prostředí. In: Státní zdravotní ústav [online]. © 2017 [cit. 2017-11-18]. Dostupné z: <http://www.szu.cz/tema/pracovni-prostredi/faktory-pracovniho-prostredi>
- [30] Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. In: zakonyprolidi.cz [online]. [cit. 2018-03-05]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2007-361>
- [31] Psychická zátěž, její příčiny a projevy v pracovním prostředí. In: bozpinfo.cz [online]. [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <https://www.bozpinfo.cz/psychicka-zatez-jeji-priciny-projevy-v-pracovnim-prostredi>
- [32] Hodnocení psychické zátěže při práci (Meisterův dotazník) In: khshk.cz [online]. [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: [online]. www.khshk.cz/e-learning/kurs5/1_hodnocen_psychick_zte_pi_prci__meister_v_dotaznk_.html

- [33] Hodnocení ergonomických rizik, fyziologické a psychologické faktory práce In: khshk.cz [online]. [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <http://www.khshk.cz/e-learning/kurs5/index.html>
- [34] ČSN EN 1005 – Bezpečnost strojních zařízení – Fyzická výkonnost člověka – Část 5: Posuzování rizika velmi často opakované ruční manipulace
- [35] Bevan, S., Economic impact of musculoskeletal disorders (MSDs) on work in Europe. *Journal of Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. Volume 29. 2015. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.08.002>
- [36] R. Hales, T., Bernard, B. Epidemiology of Work-Related Musculoskeletal Disorders. *Journal of Orthopedic Clinics of North America*. Volume 27. 1996. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0030-5898\(20\)32117-9](https://doi.org/10.1016/S0030-5898(20)32117-9)
- [37] Muskuloseketální poruchy. Evropská agentura pro bezpečnost a ochranu zdraví při práci. In: osha.europa.eu [online]. [cit. 2020-03-12]. Dostupné z: <https://osha.europa.eu/cs/themes/musculoskeletal-disorders>
- [38] H, Linaker, C. Walker-bone, K. Shoulder disorders and occupation. *Journal of Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. Volume 29. 2015. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.04.001>
- [39] Schaafsma, G., F., Anema, R., J., Beek, A. Back pain: Prevention and management in the workplace. *Journal of Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. Volume 29. 2015. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.04.028>
- [40] Balogh, I., Arvidsson, I., Bjork, J., Hansson, G.-A., Ohlsson, K., Skerfving, S., Nordander, C. Work-related neck and upper limb disorders – quantitative exposure–response relationships adjusted for personal characteristics and psychosocial conditions. *Journal of BMC Musculoskeletal Disorders*. 2019. Dostupné z: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-019-2491-6>
- [41] Factsheet 72 – Poruchy krku a horních končetin související s prací. Evropská agentura pro bezpečnost a ochranu zdraví při práci. In: osha.europa.eu [online]. [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <https://osha.europa.eu/cs/publications/factsheet-72-work-related-neck-and-upper-limb-disorders/view>
- [42] Fenclová, Zdenka, Havlová, Dana, a kol. Nemoci z povolání v České republice v roce 2020. Státní zdravotní ústav [online]. 2019. [cit. 2022-03-12]. Dostupné z: http://www.szu.cz/uploads/NZP/Hlaseni_NzP_2020.pdf
- [43] Fenclová, Z., Voříšková, M., Urban, P. Pelclová, D. Žofka, J. Nemoci z povolání v České republice 2021. Vydal Státní zdravotní ústav – centrum hygieny práce a pracovního lékařství. 2022. Dostupné z: http://www.szu.cz/uploads/documents/cpl/nemoci_z_povolani/Hlaseni_NzP_2021.pdf
- [44] Gurram R., Rakheja S., Gouw GJ. A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads. *Ergonomics* 38.
- [45] Pelclová, D. a kol. Nemoci z povolání a intoxikace. Karolinum 2014. 318 s. ISBN 9788024625973

- [46] Ticháček, Aleš. Biologická zpětná vazba v terapii [online]. Brno 2008 [vid. 2018-08-23]. Dostupné z: <http://www.ambulatorium.cz/pdf/imf-diplomka.pdf>
- [47] Kadaňka, Zdeněk., BEDNAŘÍK, Josef., VOHÁŇKA, Stanislav. Praktická elektromyografie. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, 1994. ISBN 80-7013-181-0.
- [48] Doubrava, J. Uživatelský Manuál – popis ovládání program. Geta Centrum s.r.o, 2015.
- [49] De Luca, Carlo 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
- [50] Duque, Julie, Masset, Dominique and Malchaire, Jacques. Evaluation of handgrip force from EMG measurements. *Applied ergonomics*. 1995, 26(1), 61–66.
- [51] Mc. Donald, A.C., Mulla, D.M., Keir, P.J. Using EMG Amplitude and Frequency to Calculate a Multimuscule Fatigue Score and Evaluate Global Shoulder Fatigue. In: *Human Factors and Ergonomics Society*. [online]. 2019, 526 – 536. ISSN 00187208. Dostupné z: DOI: 10.1177/0018720818794604
- [52] Hou, J., Sun, Y., Sun, L., Pan, B., Huang, Z., Wu, J. Voluntary EMG-to-force estimation in shoulder and elbow during the movement of feeding oneself. In: *Internet of Things*. [online]. 2019, 423 – 434. ISSN 21991073. Dostupné z: DOI: 10.1007/978-3-030-02819-0_32
- [53] Vereshchaka, I.V., Gorkovenko, A.V., Lehedza, O.V., Abramovych, T.I., Pilewska, W., Zasada, M., Kostyukov, A.I., EMG Patterns of the Elbow - and Shoulder-Operating Muscles in Slow Parafrontal Upper Limb Movements under Isotonic Loading. In: *Neurophysiology*, volume 50. [online]. 2018, 466 – 474. ISSN 00902977. Dostupné z: DOI: 10.1007/s11062-019-09779-8
- [54] Grime, A., Daines, S., Pringle, L., Heang, L. A Ribeiro, D.C. The Within-Day Reliability of Scapular and Shoulder EMG Measurements in Asymptomatic Individuals during Shoulder Abduction. In: *New Zealand Journal of Physiotherapy*, volume 46. [online]. 2018, 67 – 72. ISSN 03037193. Dostupné z: DOI: 10.15619/NZJP/46.2.02
- [55] Ehrampoosh, A., Yousefi-koma, A., Mohtasebi, S.S. A Ayati, M. EMG-Based Estimation of Shoulder Kinematic Using Neural Network and Quadratic Discriminant Analysis. Conference paper 4th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics. [online]. 2017, 471-476. ISBN 978-150903222-8. Dostupné z: DOI: 10.1109/ICRoM.2016.7886786
- [56] Engelhardt, C., Malfroy Camine, V., Ingram, D., Müllhaupt, P., FARRON, A., PIOLETTI, D., TERRIER, A. Comparison of an EMG-based and a Stress-Based Method to Predict Shoulder Muscle Forces. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Volume 18. [online]. 2015, 1272-1279. ISSN 10255842. Dostupné z: DOI: 10.1080/10255842.2014.899587
- [57] Jun Yao, A.M. Acosta, J. Dewald. Muscle focus: A New Biomechanical-Based Index on The Selectivity of EMG Activity and its Application in Quantifying the Muscle Coactivation Patterns during Isometric Torque Generation at the Elbow and Shoulder. The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering

- in Medicine and Biology Society. [online]. 2004. ISBN 0-7803-8439-3. Dostupné z: DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1404295
- [58] C. Nordander, J. Willner, G.A. Hansson, et al. Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude European Journal of Applied Physiology, 89 (2003), pp. 514-519
- [59] Laura A. C. Kallenberg, Hermie J. Hermensa, Miriam M. R. Vollenbroek-Hutten. Distinction between Computer Workers With and Without Work-Related Neck-Shoulder Complaints Based on Multiple Surface EMG Parameters. International Journal of Industrial Ergonomics. Volume 36. [online]. 2006. 921 – 929. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2006.07.005>
- [60] Shao, Y., Zhou, Y., Zhang, Y., Gu, Y., Fekete, G., Fernandez, J. *Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation on Neck-Shoulder Muscles while Using Single-Monitor Arm*. Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering, volume 29. [online]. 2016, 61-67. ISSN: 22969837. Dostupné z: DOI: 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.29.61
- [61] Kuguchi, K. Iwami, K. Watanabe, T. Fukuda. A Study of an EMG-Based Exoskeletal Robot for Human Shoulder Motion Support. JSME International Journal Series C. Volume 44. [online]. 2001. 1133 – 1141. Dostupné z: DOI: 10.1299/jsmec.44.1133
- [62] Liang, H., Zhu, C., Yoshioka, M., Ueda, N., Tian, Y., Iwata, Y., Yu, H., Duan, F., Yan, Y. *Estimation of EMG Signal for Shoulder Joint Based on EEG Signals for The Control of Upper-Limb Power Assistance Devices*. Conference paper 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation. [online]. 2017, 6020-6025. ISSN 10504729. Dostupné z: DOI 10.1109/ICRA.2017.7989712
- [63] Rivela, D., Scannella, A., Pavan, E.E., Frigo, C.A., Belluco, P., Gini, G. Processing of Surface EMG through Pattern Recognition Techniques Aimed at Classifying Shoulder Joint Movements. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS. [online]. 2015, 2107 – 2110. ISSN 1557170X. Dostupné z: DOI: 10.1109/EMBC.2015.7318804
- [64] Zhang, Q., Liu, R., Chen, W., Xiong, C. Simultaneous and Continuous Estimation of Shoulder and Elbow Kinematics from Surface EMG Signals. Frontiers in Neuroscience. Volume 11. [online]. 2017. ISSN 16624548. Dostupné z: DOI: 10.3389/fnins.2017.00280
- [65] Qin Zhang, Chengfei, Zheng, Caihua, Xiong. EMG-based Estimation of Shoulder and Elbow Joint Angles for Intuitive Myoelectric Control. Conference paper. Conference: 2015 IEEE International Conference on CYBER Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems. [online]. 2015, Dostupné z: DOI: 10.1109/CYBER.2015.7288239
- [66] Ando, T., Nihei, M., Fujie, M.G. Estimation of Rotator Cuff Activity Using a Surface EMG During Shoulder External Rotation. 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2006. [online]. 2006. ISBN: 1424405718;978-142440571-8. DOI: Dostupné z: 10.1109/ROBIO.2006.340189
- [67] Buongiorno, D., Barsotti, M. Barone, F., Bevilacqua, V., Frisoli, A. A Linear Approach to Optimize an EMG-Driven Neuromusculoskeletal Model for

- Movement Intention Detection in Myo-Control: A Case Study on Shoulder and Elbow Joints. *Frontiers in Neurorobotics*. Volume 12. [online]. 2018. ISSN: 16625218. Dostupné z: DOI: 10.3389/fnbot.2018.00074
- [68] Kába, Martin. 2020. Disertační práce – Vliv stárnoucí populace na průmyslovou výrobu. Západočeská Univerzita v Plzni.
- [69] Khan, A.A., O'Sullivan, L.W., Gallwey, T.J., 2010. Effect on discomfort of frequency of wrist exertions combined with wrist articulations and forearm rotation. *Int. J. Ind. Ergon.* 40, 492 - 503. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2010.05.003>
- [70] Khan, A.A., O'Sullivan, L.W., Gallwey, T.J., 2009a. Effect of combined wrist flexion/extension and forearm rotation and two levels of relative force on discomfort. *Ergonomics* 52 (10), 1265 - 1275. Dostupné z: DOI: 10.1080/00140130903040208
- [71] Khan, A.A., O'Sullivan, L.W., Gallwey, T.J., 2009b. Effect of combined wrist deviation and forearm rotation on discomfort score. *Ergonomics* 52 (3), 345 - 361. Dostupné z: DOI: 10.1080/00140130802376018
- [72] Mukhopadhyay, P., O'Sullivan, L.W., Gallwey, T.J., 2007 a. Estimating upper limb discomfort level due to intermittent isometric pronation torque with various combinations of elbow angles, forearm rotation angles, force and frequency with upper arm at 90°abduction. *Int. J. Ind. Ergon.* 37, 313 - 325.
- [73] Khan, A.A., Gallwey, T.J., O'Sullivan, L.W., 2003. Effects of grip force on discomfort for repetitive flexion exertions with wrist flexion. In: O'Sullivan, L.W. (Ed.), *Proceedings of the Irish Ergonomics Society Annual Conference (Galway, Ireland)*, ISSN: 1649-2102.
- [74] O'Sullivan, L.W., Gallwey, T.J., 2005. Forearm torque strength and discomfort profiles in pronation and supination. *Ergonomics* 48 (6), 703 - 721.
- [75] Carey, E., Gallwey, T.J., Effects of wrist posture, pace and exertion on discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2002. Dostupné z: DOI:10.1016/S0169-8141(01)00053-1
- [76] R. L. Brookham. J. M. Wong. C. R. Dickerson. Upper Limb Posture and Submaximal Hand Tasks Influence Shoulder Muscle Activity. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Volume 40. [online]. 2010, 337 – 344. ISSN: 01698141. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ergon.2009.11.006
- [77] Mukhopadhyay, P., O'Sullivan, L.W., Gallwey, T.J., 2007 b. Effects of upper arm articulations on shoulder-arm discomfort profile in a pronation task. *Occup. Ergon.* 7, 169 - 181.
- [78] H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, C. Disselhorst-Klug, G. Rau Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (2000), pp. 361-374
- [79] E.F. Delagi, A. Perotto, J. Iazzetti, D. Morrison *Anatomical guide for the electromyographer* (2nd ed.), Charles C. Thomas, New York (1980)
- [80] S. Riek, R.G. Carson, A. Wright A new technique for the selective recording of extensor carpi radialis longus and brevis EMG *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (2000), pp. 249-253

- [81] O'Sullivan, T. J. Gallwey. Upper-limb Surface Electro-myography at Maximum Supination and Pronation to the Effect of Elbow and Forearm Angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12, 2002. 275 – 285. Dostupné z: DOI: doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00014-7
- [82] Farooq, M., Khan, A.A. Effects of Shoulder Rotation Combined with Elbow Flexion on Discomfort and EMG Activity of ECRB Muscle. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Volume 44. [online]. 2014, 882-891. ISSN: 01698141. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ergon.2013.10.010
- [83] Duque, Julie, Masset, Dominique and Malchaire, Jacques. Evaluation of handgrip force from EMG measurements. *Applied ergonomics*. 1995, **26**(1), 61–66.
- [84] Eurostat [online]. [vid. 2022-06-15]. Dostupné z: https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Population_structure_and_ageing/cs
- [85] Hendl, Jan. *Kvalitativní výzkum – základní teorie, metody a aplikace*. Praha, Portál, 2016. ISBN 978-80-262-0982-9
- [86] Reif, Jiří. *Metody matematické statistiky*. 2. upr. vyd. V Plzni: Západočeská univerzita, Fakulta aplikovaných věd, 2004, s. 52–76. ISBN 80-7043-302-7.
- [87] Hendl, Jan. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. Páté, rozšířené vydání. Praha: Portál, 2015. ISBN 978-80-262-0981-2.
- [88] Anderson-Darling Normality Test. Variation. In: variation.com [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: https://variation.com/wp-content/distribution_analyzer_help/hs140.htm