



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Stanovení sil při manipulaci s imobilními
nebo částečně mobilními pacienty**

**Determination of forces during the handling
with immobile or partially mobile patients**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Josef Hons

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Josef Hons**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Stanovení sil při manipulaci s imobilními nebo částečně mobilními pacienty**
Téma anglicky: Determination of forces during the handling with immobile or partially mobile patients

Zásady pro vypracování:

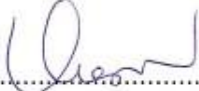
Definujte rizikové pracovní činnosti, tj. úkony středního a pomocného zdravotnického personálu související s ruční manipulací s pacienty. Analyzujte dobu trvání vytipovaných úkonů. Stanovte vynakládané síly při těchto úkonech včetně jejich průběhů a orientace s krokem 15 °, které budou vyhodnoceny: a) biomechanickým výpočtem vycházejícím z hmotnosti manipulované části těla, b) měřením digitálním tenzometrem. Při experimentálním ověření použijte pouze vytipované úkony SZÚ v Praze. Potvrďte či vyvráťte korelaci výsledků výše uvedených metod s průběhem EMG naměřeným bezdrátovou sadou, se simulacemi vytipovaných úkonů v programu Siemens Technomatic JACK podle vhodných metodik a s výsledky v rámci systému VICON.

Seznam odborné literatury:

- [1] Salvendy, G., Handbook of Human Factors and Ergonomics , ed. 3rd, John Wiley & Sons , 2006, 1787 s., ISBN 978-0-471-44917-1
- [2] Carayon, P., Handbook of Human Factors and Ergonomics in Health Care and Patient Safety, ed. 2nd, CRC Press, 2011, 876 s., ISBN 1439830339
- [3] Stanton, N.A., Hedge, A., Brookhuis, K., Salas, E., Hendrick, H.W. , Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods , ed. 1st, CRC Press, 2004, 768 s., ISBN 0415287006

Vedoucí: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.
Konzultant: MUDr. Jana Hlávková (SZÚ Praha)

Zadání platné do: 20.08.2017


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Stanovení sil při manipulaci s imobilními nebo částečně mobilními pacienty“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 19.5.2017

Bc. Josef Hons

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych na tomto místě poděkoval svému vedoucímu diplomové práce panu doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D., za pomoc a cenné rady při vedení této diplomové práce. Dále bych rád poděkoval Státnímu zdravotnímu ústavu v Praze za zapůjčení digitálního tenzometru. Další poděkování patří mé rodině, která mi umožnila studium na vysoké škole a podporovala mě v průběhu celého studia.

Práce byla podpořena projektem Vývoj metody ke kvantitativnímu hodnocení podílu rizikových faktorů práce na etiologii chronických onemocnění bederní páteře a formulace klinických a hygienických kritérií pro posuzování těchto onemocnění jako nemoci z povolání na Státním ústavu v Praze, název grantu: IGA MZ NT/14471-3

ABSTRAKT

Stanovení sil při manipulaci s imobilními nebo částečně mobilními pacienty

Cílem této práce bylo ve spolupráci s Centrem pracovního lékařství Státního zdravotního ústavu v Praze vyhodnotit a aplikovat novou metodu hodnocení a prevence ergonomických rizik v oblasti zdravotní a sociální péče založenou na použití ergonomického programu Tecnomatix JACK.

Pro experimentální ověření byly vybrány úkony manipulace s pacientem, které byly vyhodnoceny jednak pomocí současné metody vyplývající z NV 361/2007 Sb., ale také pomocí ergonomických analýz obsažených v programu Tecnomatix JACK. Součástí práce bylo rovněž experimentální stanovení a vyhodnocení vynakládaných sil vznikajících při těchto úkonech.

Výsledky prokazují, že mezi současnou metodou a navrhovanou metodou hodnocení ergonomických rizik není z hlediska identifikace vznikajících ergonomických rizik rozdíl. Rovněž bylo prokázáno, že síly nutné k provedení úkonu manipulace s pacientem je možné stanovit jak pomocí digitálního tenzometru, tak i pomocí zjednodušeného biomechanického výpočtu.

Klíčová slova

Muskuloskeletální onemocnění, digitální tenzometr, ergonomické analýzy, Tecnomatix JACK, NV 361/2007 Sb.

ABSTRACT

Determination of forces during the handling with immobile or partially mobile patients

The aim of the work was in a cooperation with the Center of Occupational Medicine of the State Medical Institute in Prague to evaluate and apply a new method of evaluation and prevention of ergonomic hazards in the health and social care field based on the use of ergonomic program Tecnomatix JACK.

The handling with patients was selected for experimental verification, which was evaluated using the current method based on the NV 361/2007 Coll., but also by ergonomic analyzes included in the Tecnomatix JACK program. Part of the work was also an experimental determination and evaluation of the expended forces generated by these handling tasks.

The result of this work shows that there is no difference between the current method and the proposed ergonomic risk assessment method in terms of identifying ergonomic hazards. It has also been demonstrated that the force required to handle the patient can be determined using both a force gauge and a simplified biomechanical calculation.

Keywords

Musculoskeletal disorders, force gauge, ergonomic analysis, Tecnomatix JACK, NV 361/2007 Coll.

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod	11
1.1 Princip hodnocení pracovních rizik.....	12
1.2 Oblast zdravotnictví a sociálních služeb	13
1.3 Specifikace řešeného problému.....	15
1.4 Cíle práce.....	17
2 Metody	18
2.1 Druh studie	18
2.2 Etické aspekty.....	18
2.2.1 Informovaný souhlas.....	18
2.3 Dokumenty sloužící jako podklady k experimentu.....	19
2.3.1 Karta probanda.....	19
2.4 Charakteristika skupiny zúčastněných probandů	20
2.5 Definování rizikových pracovních úkonů	21
2.6 Stanovení sil nutných pro ruční manipulaci s pacienty	23
2.6.1 Stanovení sil pomocí digitálního tenzometru	25
2.6.2 Stanovení sil pomocí biomechanického výpočtu	31
2.7 Nástroje pro ergonomické simulace	36
2.7.1 Tecnomatix JACK	36
2.7.2 Analýzy v Tecnomatix JACK.....	39
2.8 Měření lokální svalové zátěže	42
2.8.1 Bezdrátový EMG systém Trigno	43
2.9 Metody zpracování a vyhodnocení dat.....	46
3 Výsledky	47
3.1 Výsledky vyhodnocení obou metod stanovení manipulačních sil	47
3.2 Výsledky ergonomických analýz	54
3.3 Výsledky srovnání metod hodnocení ergonomických rizik.....	60
4 Diskuze	62
4.1 Diskuze srovnání metod hodnocení ergonomických rizik	62
4.2 Diskuze vyhodnocení stanovení manipulačních sil.....	65
5 Závěr	68

Seznam použité literatury.....	69
Seznam obrázků	73
Seznam tabulek	75
Seznam příloh.....	76

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
R	Ω	Elektrický odpor
ρ	$\Omega \cdot m$	Měrný elektrický odpor
l	m	Délka vodiče
S	m^2	Průřez vodiče
k	-	Součinitel deformační citlivosti tenzometru
ε	-	Poměrné prodloužení
U	V	Elektrické napětí
K_z	%	Deformační součinitel tenzometru
m	kg	Hmotnost
v	cm	Výška
B_{0i}	kg	Koeficient regresní rovnice
B_{1i}	-	Koeficient regresní rovnice
B_{2i}	kg/cm	Koeficient regresní rovnice
M	$N \cdot m$	Moment síly
F	N	Síla
r	m	Rameno síly
g	m/s^2	Tíhové zrychlení
$\% F_{max}$	%	Procento maximální svalové síly

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
SZÚ	Státní zdravotní ústav
BOZP	Bezpečnost a ochrana zdraví při práci
MSDs	Muskuloskeletální onemocnění
HDP	Hrubý domácí produkt
OPT	Occupant packaging toolkit
TAT	Task analysis toolkit
LBA	Lower Back Analysis (Výpočet zatížení v zádech)
SSP	Static Strength Prediction (Predikce statické síly)
SD	Směrodatná odchylka
iEMG	Integrovaná elektromyografie
MVC	Maximální vědomá kontrakce

1 Úvod

Práce a pracovní prostředí patří k významným faktorům zdravotního stavu jednotlivce i celé populace. Vedle vlivu pozitivního může mít práce na zdraví i vliv negativní, sahající od bezvýznamných změn až po závažnější důsledky, kterými mohou být různá profesionální onemocnění zahrnující jak nemoci z povolání, tak i ohrožení nemocí z povolání. Studium vlivu práce a pracovních podmínek na zdraví je hlavní náplní činnosti Centra pracovního lékařství Státního zdravotního ústavu (SZÚ). Státní zdravotní ústav již delší dobu upozorňuje na problémy s kategorizací prací ve zdravotnictví v ČR. Tento systém kategorizace prací znamená, že v ČR se vychází ze stejných principů u všech typů prací, což vede v případech velmi specifických prací, jakou je i práce ve zdravotnictví, k nedostatečnému hodnocení úrovně zátěže zaměstnanců. Toto nedostatečné hodnocení ergonomických rizik na pracovišti vede v konečném důsledku k pracovním úrazům i závažným pracovním komplikacím, které někdy končí i pracovní neschopností s trvalými následky. I přes snahu SZÚ rozvíjet a aplikovat nové metody v oblasti prevence a hodnocení rizik v ergonomii v oblasti zdravotní a sociální péče, se pracovníci ve zdravotnictví stále řadí mezi nejrizikovější skupinu z hlediska výskytu profesionálních onemocnění. Navíc většina těchto nových metod hodnocení ergonomických rizik je pracná, nákladná, časově náročná a jejich výsledky v některých případech neodpovídají skutečným hodnotám. Tato práce si za svůj hlavní cíl kladla ve spolupráci s Centrem pracovního lékařství SZÚ na základě grantu IGA MZ NT/14471-3 vyhodnotit a aplikovat novou metodu hodnocení a prevence rizik v ergonomii v oblasti zdravotní a sociální péče, která je založena na využití SW ergonomických nástrojů obsažených v systémech digitální továrny. Tyto programy se již několik let používají pro hodnocení a eliminaci ergonomických rizik v největších společnostech na světě a dosahují vynikajících výsledků. Dle mého názoru ergonomické nástroje digitální továrny představují budoucnost v hodnocení ergonomických rizik a cílem tedy bylo aplikovat tyto nové metody hodnocení ergonomických rizik v oblasti zdravotní a sociální péče s cílem zlepšit pracovní podmínky ve zdravotnických a sociálních zařízeních, což představuje první krok ke snížení počtu profesionálních onemocnění pracovníků v této oblasti.

1.1 Princip hodnocení pracovních rizik

Hodnocení pracovních rizik je proces kvalitativního a kvantitativního stanovení rizika při práci pro zdraví a bezpečnost pracovníka. Tento proces zahrnuje systematické zkoumání všech aspektů na bezpečnost a ochranu zdraví pracovníků při práci. Cílem je zaručit bezpečnost a ochranu zdraví pracovníků ve všech otázkách týkajících se práce [1].

Povinnost provádět hodnocení rizik v oblasti bezpečnosti a ochrany zdraví při práci (BOZP) je dána všem zaměstnavatelům v stanovení § 102, zákona č. 262/2006 Sb., zákoník práce, ve znění pozdějších změn. Problematiku BOZP řeší mnoho dalších právních předpisů, podle kterých je zaměstnavatel povinen vytvářet podmínky pro bezpečné a zdraví neohrožující pracovní prostředí vhodnou organizací bezpečnosti a ochrany zdraví při práci. Zaměstnavatel je tedy povinen vyhledávat nebezpečné procesy pracovního prostředí a pracovních podmínek, vyhledávat jednotlivá rizika, zjišťovat jejich příčiny a zdroje, a přijímat opatření k jejich odstranění. Nelze-li rizika odstranit, je povinností každého zaměstnavatele tyto rizika vyhodnotit a přijmout opatření k omezení jejich působení tak, aby ohrožení bezpečnosti a zdraví zaměstnanců bylo co nejmenší [2] [3].

Povinnost hodnotit riziko je také v zemích Evropské unie prosazována prostřednictvím Rámcové směrnice Rady Evropské unie č. 89/391/EHS a jejích individuálních směrnic. Dle této směrnice je zaměstnavatel povinen identifikovat a vyhodnotit rizika při práci, která ohrožují bezpečnost a zdraví zaměstnanců a provést následná ochranná opatření. Směrnice s sebou přináší tzv. nové pojetí BOZP, kdy se negativní aspekty práce již neřeší izolovaně, nezaměřuje se již pouze na technická zařízení a pracovní prostředí, ale důraz je rovněž kladen i na lidský faktor a obecně na kulturu práce. Cílem je omezit všechny negativní aspekty spojené s výkonem práce, jimiž jsou v praxi i stres, obtěžování, nerovné zacházení atd. Tyto negativní aspekty práce, které se projevují až po určité době jejich působení, jsou typické mimo jiné právě i pro výkon práce ve zdravotnictví [4] [5].

K hodnocení rizik na pracovišti se v praxi používají různé metody a způsoby, které většinou vycházejí ze zkušeností a znalostí odborně způsobilé osoby nebo podle typu používaného programu pro hodnocení rizik, a jejichž cílem je odhadnout možnost poškození zdraví člověka. Každá metoda a způsob hodnocení rizik na pracovišti má své výhody i své nedostatky. Z těchto důvodů je volba vhodné metody a vhodného přístupu závislá především na účelu prováděného hodnocení, na charakteru pracovního prostředí,

na množství dat a informací, na finančních prostředcích a na dalších faktorech, které mohou ovlivnit pravděpodobnost nehody. Obecně platí, že čím více faktorů zahrneme, tím je hodnocení přesnější. Na druhé straně se poté proces hodnocení stává náročnějším na úroveň hodnotitelů, na získávání informací a také na čas potřebný pro hodnocení. Provádět přesná kvantitativní hodnocení a vyjádření rizik není obecně nutné. Na většině pracovišť jsou jednodušší metody zcela dostačující. Nicméně u rizik, kde může jít o závažné následky, jsou vyžadovány metody náročnější a komplikovanější [6]

Základním nástrojem pro hodnocení vlivu práce na zdraví je kategorizace prací. V České republice se práce dle tohoto systému rozděluje do čtyř kategorií dle rizikovosti práce. Kategorizace prací vyjadřuje souhrnné hodnocení úrovně zátěže zaměstnanců faktory rozhodujícími ze zdravotního hlediska o kvalitě pracovních podmínek, charakteristických pro danou práci na konkrétním pracovišti. Provádí se na základě zhodnocení výskytu a rizikovosti faktorů, které mohou ovlivnit zdraví zaměstnanců a úroveň zabezpečení jejich ochrany. Výsledky kategorizace prací představují objektivní podklad pro stanovení následných opatření k ochraně zdraví a k omezení rizik možného poškození zdraví. Důležitou roli při kategorizaci mají orgány ochrany veřejného zdraví a zdravotní ústavy. Státní zdravotní ústav (SZÚ) má v oblasti kategorizace prací výjimečné postavení, neboť je automaticky autorizován k této činnosti ze zákona. Pro kategorizaci může SZÚ využívat odborné kapacity svých center, především pak Centra pracovního lékařství. Toto centrum vydalo k hodnocení rizika několik příruček, podílí se na tvorbě limitů pro zařazování prací do kategorií a připravuje podklady nejen pro hodnocení a řízení zdravotnických rizik, ale také pro národní zdravotní politiku [7].

1.2 Oblast zdravotnictví a sociálních služeb

Podle Evropské agentury pro bezpečnost a ochranu zdraví při práci je zhruba 10 % pracovníků v EU zaměstnáno v oblasti zdravotnictví a sociální péče, přičemž velká část z nich zahrnuje personál nemocnic, ale i dalších zdravotnických zařízení jakými jsou domovy pro seniory a rehabilitační ústavy. Tím se oblast zdravotnictví a sociální péče řadí mezi odvětví s největším počtem zaměstnanců v Evropě, přičemž 77 % pracovních sil představují ženy. Od roku 2000 se navíc začal zvyšovat počet pracovníků ve zdravotnictví starších 50 let, což jednak koresponduje s celoevropským trendem stárnutí pracovní populace, a současně ilustruje současný nezájem mladé generace o práci v této

oblasti. Čili oblast zdravotnictví a sociálních služeb je nejen vystavena rostoucí poptávce danou stárnutím populace, ale také stárnutí pracovní populace [8].

Různé mezinárodní statistiky řadí pracovníky ve zdravotnictví a sociálních službách mezi nejrizikovější povolání z pohledu počtu výskytu nemocí z povolání [9].

Dle výroční zprávy SZÚ z roku 2015 se oblast zdravotnictví a sociální péče z pohledu výskytu počtu nemocí z povolání řadí na první místo. Z toho přibližně 90 % případů nemocí z povolání připadá na ženy [10].

Mezi hlavní příčiny takto vysokého výskytu počtu profesionálních onemocnění v oblasti zdravotní a sociální péče patří skutečnost, že pracovníci ve zdravotnictví jsou při výkonu svého povolání vystavováni působení řady rizikových faktorů pracovních podmínek, kterými jsou:

- biologická rizika (infekce způsobená injekční jehlou a různé infekční choroby)
- chemická rizika (léky a dezinfekční prostředky)
- fyzikální rizika (ionizující záření a neionizující záření)
- sociální rizika (násilí, práce ve směnách a stres, stárnutí pracovní populace)
- ergonomická rizika (manipulace s pacienty a těžkými břemeny)

Opakovaným působením těchto faktorů o vysoké či nízké intenzitě po delší časové období dochází ke vzniku tzv. muskuloskeletálních onemocnění (MSDs). Jedná se o skupinu onemocnění postihující především tělesné struktury, jako jsou svaly, klouby, šlachy, vazy, nervy a kosti. Jedná se o širokou škálu onemocnění, která se liší závažností a velikostí obtíží. MSDs, které souvisí s prací, jsou primárně vyvolávány prací a vlivem bezprostředního pracovního prostředí, kde je práce prováděna, nebo mohou vyústit i v dlouhotrvající a závažná onemocnění [11] [12].

Muskuloskeletální onemocnění představují jeden z největších zdravotních problémů nejen v ČR, ale i v celé Evropské unii. Navíc tato onemocnění mají trvale stoupající trend a jsou jedním z hlavních důvodů dlouhodobé pracovní neschopnosti a ve většině případů příčinou dočasné nebo trvalé invalidity. Kromě vlivu na samotné zaměstnance, tato onemocnění také způsobují rostoucí finanční náklady nejen pro zaměstnavatele, ale i pro celou společnost. Dle Eurostatu představují MSDs v EU ztrátu 0,5-2 % HDP a jsou zodpovědná za 40-50 % pracovních neschopností [8] [13].

1.3 Specifikace řešeného problému

Jak již bylo uvedeno, výskyt muskuloskeletálních onemocnění (zejména v oblasti páteře) u zdravotnických pracovníků je velmi vysoký – uvádí se 32-52 % všech pracovníků ve zdravotnictví. Bylo prokázáno, že zaměstnání středního a pomocného zdravotnického personálu patří mezi nejrizikovější povolání z pohledu vzniku bolestí v bedrech. Nejčastějšími problémy jsou úrazy zad a přetěžování ramen, které mohou vést až k zneschopnění či k trvalému poškození zdraví. Hlavní příčinou takto vysokého počtu pracovních onemocnění v této oblasti je manipulace s pacienty, jako je přesunování, zvedání a změny jejich poloh. K rizikovým faktorům souvisejícím s úkony manipulace s pacienty patří zejména: síla potřebná k provedení daného úkonu (zvedání, tahání, tlačení a posouvání) nebo k ovládnutí nástrojů a zařízení, nedostatek zvedacích pomůcek nebo zvedacích zařízení, nevhodné polohy (otáčení trupem při zvedání, sklánění se nad postelí a klečení), a také opakování daného pohybu nebo řady pohybů během pracovního dne. Dalšími rizikovými faktory je manipulace se zbožím či zásobami, tlačení a přemísťování vozíků, postelí, kontejnerů s odpadem a čištění. Mezi další rizika se řadí riziko uklouznutí, zakopnutí či pádu, nebezpečí způsobené nevhodným či nedostatečným vybavením pracoviště, nedostatečné prostorové podmínky, nedostupnost asistence a nedostatek znalostí a zaškolení [11] [14] [15].

Mezi hlavní problémy v ČR při zavádění metod boje proti MSDs patří nedostatek odborníků v oblasti ergonomie a hodnocení pracovních rizik, systém vzdělávání v oblasti ergonomie není dostatečně vypracovaný, nedostatek erudovaných pracovních lékařů, sociální faktory (sociální problémy, nezaměstnanost) a nedostatečné povědomí mezi zaměstnavateli i zaměstnanci o této problematice. Tato problematika je také v mnoha případech zaměstnavateli i zaměstnanci přehlížena. Rovněž u některých faktorů nejsou vhodné metody pro objektivní posouzení míry rizika [16].

Za špatný stav v oblasti zdravotnictví viní SZÚ především kategorizaci prací, která podle tohoto ústavu nepředstavuje dostatečný nástroj pro hodnocení a prevenci ergonomických rizik v této oblasti. Hlavním důvodem je specifická pracovního prostředí, především se jedná o charakter a různorodost prací, nerovnoměrné rozložení pracovní zátěže, velmi složité provádění jakýchkoli měření a hodnocení, obtížná spolupráce s pracovníky a složitá realizace náhradních opatření. Dalším problémem je v mnoha případech nedostatek informací o pracovní zátěži na některých zdravotnických odděleních, což je dáno složitou aplikací výsledků měření mezi zdravotnickými

zařízeními, neboť mezi jednotlivými zdravotnickými zařízeními existují velké odlišnosti. Tyto všechny faktory vedou k nedostatečnému a pouze formálnímu vyhodnocení rizik na pracovišti [17].

K řešení špatné situace ve zdravotnictví by přispěla implementace nových ergonomických principů neprovádějící jednotnou kategorizaci, ale zaměřující se zejména na vyhledání a prevenci ergonomických rizik. Rozvíjení nových metod v oblasti hodnocení a prevence rizik v této oblasti by vedlo ke značnému zlepšení pracovních podmínek a kvality péče, neboť dle posledních studií ergonomická intervence může redukovat počet MSDs o 30-40 %. Rovněž zavádění nových metod v oblasti hodnocení a prevence ergonomických rizik je nezbytné zejména z důvodu metodologického sjednocování posuzování zdravotních rizik s ostatními státy Evropské unie [18].

V posledních letech se v oblasti hledání a hodnocení ergonomických rizik začínají aplikovat nové metody, jakými jsou ergonomické checklisty a další normované metody. Většina těchto metod je časově velmi náročná, nákladná, pracná a vyžaduje značný počet zahrnutých pracovníků provádějících dlouhodobé pozorování. Některé metody mohou dokonce dospět k falešně pozitivním či falešně negativním výsledkům, neboť se jedná o subjektivní hodnocení. Navíc žádná z těchto metod neumožňuje provedení komplexní analýzy práce tak, jak to vyžaduje naše legislativa. Tento problém vyplývá ze skutečnosti, že většina těchto nových metod je převzata ze zahraničí, kde jsou pro hodnocení rizikivosti práce zcela jiné požadavky a je zde také zcela odlišný legislativní rámec ve srovnání s ČR. Nicméně tyto metody představují pomocný materiál k identifikaci a vyhodnocení jednotlivých rizik, přípravě návrhu opatření a vyhodnocení efektivity opatření [19] [20].

Jak již bylo uvedeno, žádná z výše uvedených metod neumožňuje komplexní analýzu práce. Tyto metody umožňují identifikovat a vyhodnotit ergonomické riziko, ale již neříkají, jak velké je toto riziko. Jediná metoda, která poskytuje provedení komplexní analýzy práce, je ergonomická analýza za pomoci ergonomických nástrojů. Tyto nástroje umožňují modelování činností ve 3 D projekci, uplatnění biomechanických modelů člověka, hodnocení zátěže celého těla pomocí obsažených ergonomických analýz, modelové ověření návrhu řešení a výběr toho nejlepšího řešení [21].

1.4 Cíle práce

Cílem této diplomové práce bylo ve spolupráci s Centrem pracovního lékařství Státního zdravotního ústavu vyhodnotit a aplikovat novou metodu hodnocení a prevence ergonomických rizik založenou na využití ergonomického programu Tecnomatix JACK s cílem eliminovat ergonomická rizika a snížit tak počet profesionálních onemocnění v oblasti zdravotní a sociální péče. Současně bylo také cílem naplánovat a provést experimentální stanovení a vyhodnocení vynakládaných sil při definovaných rizikových činnostech zdravotnického personálu související s ruční manipulací s pacienty za účelem vyhodnocení ergonomických rizik při těchto činnostech.

2 Metody

V této kapitole jsou uvedeny veškeré metody, které byly využity pro vypracování této diplomové práce.

2.1 Druh studie

Jelikož se jednalo o studii prováděnou na lidských subjektech, byl její nedílnou součástí tzv. Informovaný souhlas. Tento dokument slouží k tomu, aby zúčastněné probandy poučil o průběhu experimentu a o případných rizicích.

2.2 Etické aspekty

Na základě požadavků etické komise FBMI ČVUT v Praze byl vytvořen Informovaný souhlas s názvem projektu „Stanovení sil během ruční manipulace s imobilními nebo částečně mobilními pacienty“. Podrobnější obsah Informovaného souhlasu je uveden v následující kapitole.

2.2.1 Informovaný souhlas

V úvodní části dokumentu je uvedený název projektu, jména hlavního řešitele, jeho spoluřešitelů a jejich pracoviště. Tato informace je velmi důležitá, neboť probanda seznamuje s tím, kdo bude mít přístup k jeho osobním datům pořízeným pro účely studie. V následující části jsou uvedeny důvody vzniku této studie, její cíle a rovněž i základní informace o digitálním tenzometru, což je podstatou první části studie. Další odstavec popisuje průběh měření. Proband se dozví, že experiment je prováděn na zdravých probandech a mimo vlastní měření sil pomocí digitálního tenzometru absolvuje také vstupní měření, které se sestává z měření výšky, váhy a rozměrů jednotlivých částí těla pacienta. Dále je pak dobrovolník seznámen s průběhem celého měření, především pak s tím, že měření bude probíhat vleže a že z jeho strany není vyžadována žádná aktivita. Měření bude prováděno pomocí měřicích popruhů, které budou upevněny na různé části těla v závislosti na měřeném úkonu. Proband je mimo jiné seznámen také s časovou náročností měření. Změření jednoho úkonu trvá zhruba 3 minuty. Neoddělitelnou součástí

informovaného souhlasu jsou vylučující kritéria a zdravotní rizika, se kterými je dobrovolník seznámen. Použití digitálního tenzometru není omezeno žádnými vylučujícími kritérii. Jediným vylučujícím kritériem je výskyt poranění v místě, na které je nutné umístit měřicí popruh. Měření sil pomocí digitálního tenzometru s sebou nepřináší žádné zdravotní rizika. V závěru této části je proband upozorněn, že svým podpisem tohoto informovaného podpisu stvrzuje, že tomuto vylučujícímu kritériu porozuměl a že toto vylučující kritérium nenaplnuje. V závěrečné části dokumentu jsou uvedeny doplňující informace. Proband je informován o možném diskomfortu během měření, což v tomto případě může být čas strávený při experimentu a také umístění těsných měřicích popruhů. Dále je informován o skutečnosti, že z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o zdravotním stavu probanda. Je zde rovněž uvedena informace o tom, že účast ve studii je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoli odměnu. V případě poškození probanda, což je v tomto případě prakticky nulové, nese náklady na odškodnění FBMI ČVUT. Záznamy z měření, které by mohly být použity k identifikaci probanda, budou uchovány jako důvěrné a nikdo kromě uvedených řešitelů a spoluřešitelů k nim nebude mít možnost přístupu. Pokud by došlo k eventuální publikaci výsledků studie, totožnost probandů nebude zveřejněna. V závěru dokumentu proband podepisuje prohlášení, že se seznámil a porozuměl všemu výše uvedenému a souhlasí s účastí ve studii. Informovaný souhlas je uveden v Příloze A.

2.3 Dokumenty sloužící jako podklady k experimentu

Pro zajištění standardizovaného průběhu experimentu a následného bezproblémového zpracování a vyhodnocení naměřených dat bylo nutné vypracovat dokumenty sloužící jako podklady pro provedenou studii. V rámci této studie se jednalo o následující dokumenty: Informovaný souhlas a Karta probanda.

2.3.1 Karta probanda

Karta Probanda byla vytvořena za účelem zaznamenání všech potřebných údajů o jedinci, který se zúčastnil měření. Zaznamenávané údaje byly zvoleny na základě biomechanického výpočtu. Karta probanda je k nahlédnutí v Příloze B.

V horní části karty probanda je vždy uvedeno datum měření a identifikační číslo, pod kterým proband vystupuje během celého průběhu studie. Pro přehlednost byla karta probanda rozdělena do dvou částí.

V její první části pod názvem „Obecná charakteristika“ je uvedeno jméno a příjmení, datum narození, věk, výška, hmotnost a pohlaví měřené osoby. Účelem této části je jednoznačná identifikace probanda během celého průběhu studie.

Ve druhé části nazvané „Rozměry tělesných segmentů“ jsou zaznamenány délky tělesných segmentů měřené osoby. Jedná se o údaje o délce jednotlivých segmentů dolní a horní končetiny, trupu a hlavy.

V závěru Karty probanda je údaj o podepsání Informovaného souhlasu probandem. Rovněž je zde vyplněno jméno osoby provádějící měření a její podpis.

2.4 Charakteristika skupiny zúčastněných probandů

Studie byla provedena na probandech, kteří byli vybráni z členů mé rodiny a příbuzných. Všichni zúčastnění dobrovolníci se studie zúčastnili zcela dobrovolně a podepsali Informovaný souhlas. Celkem se jednalo o 10 osob (5 ženského pohlaví a 5 mužského pohlaví) ve věku od 11 do 74 let. Měřené osoby byly vybrány tak, aby zahrnuly co možná nejširší spektrum antropometrických charakteristik, především z hlediska hmotnosti. Svou výškou se pohybovaly od 143 cm do 179 cm a váhou od 35 kg do 94 kg. Přehled vybraných antropometrických parametrů studované skupiny probandů je uveden v tabulce 2.1.

Tab. 2.1: Vybrané antropometrické parametry zúčastněných probandů

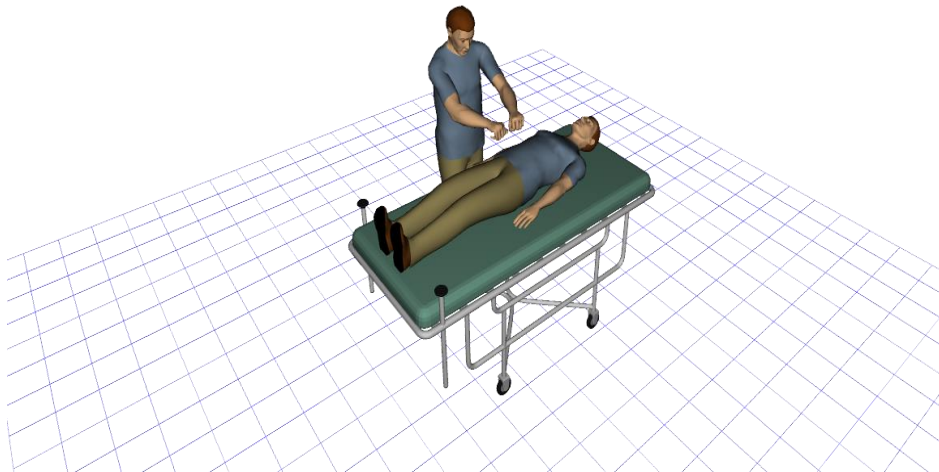
Pohlaví	5 žen, 5 mužů
Věk (průměr ± SD)	40,9±21,3 roků
Výška	165,9±11,1 cm
Hmotnost	69,0±18,7 kg

2.5 Definování rizikových pracovních úkonů

Manipulací s pacientem se rozumí veškeré činnosti, které zdravotnický personál provádí při zvedání, pokládání, přenášení, podporování a mobilizaci pacienta při jeho ošetřování. Právě fyzická manipulace s pacientem je jedním z hlavních důvodů poranění páteře a bolesti zad vyskytujících se u zdravotnického personálu. Pokud tyto problémy nejsou včas řešeny nebo jsou přehlíženy, velmi často dochází k trvalému poškození zdraví [22].

Prvním krokem bylo definovat jednotlivé rizikové pracovní polohy, které musí zaujmout zdravotnický personál během manipulace s pacienty. Jedná se především o úkony středního a pomocného zdravotnického personálu související s ruční manipulací s pacienty. Pro experimentální ověření byly ve spolupráci se SZÚ vybrány následující úkony ruční manipulace s pacienty:

- Polohování hlavy
- Polohování trupu
- Polohování horních a dolních končetin
- Uvedení pacienta do polosedu
- Manipulace s pacientem pomocí polohovacího prostěradla
- Přetočení pacienta na bok



Obr. 2.1: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla [autor]

Hlavním důvodem, proč se řadí tyto úkony ruční manipulace s pacientem mezi rizikové a velmi často vedou ke vzniku nemocí z povolání je skutečnost, že během těchto činností dochází ke značnému přetěžování pohybového ústrojí a nervů končetin. Toto přetěžování je komplexně posuzováno dle tří kritérií – nadměrnosti, jednostrannosti a dlouhodobosti. Nejdůležitějším kritériem je nadměrnost, která je charakterizována vynakládanou svalovou silou. Vyjadřuje se v % F_{max} , což představuje podíl svalové síly vynaložené na danou pracovní činnost a maximální síly příslušné svalové skupiny v totožné pracovní poloze. Spolu s nadměrností musí být hodnocen i čas, po který je hodnocená síla vynakládána. Čím větší je % F_{max} , tím kratší čas a menší počet pohybů vede ke vzniku onemocnění. Na druhé straně, u dlouhotrvajících a velmi často opakujících se pohybů může vzniknout onemocnění i při malém % F_{max} . Jednostrannost představuje opakování úkonů, při kterých jsou zatíženy totožné tělesné struktury během převažující části směny. Posledním faktorem je dlouhodobost, která znamená vztah přetěžování – poškozování jednotlivých tělesných struktur v čase [23].

Dalším faktorem, který řadí ruční manipulaci s pacientem mezi rizikovou činnost, je skutečnost, že na pacienta nelze nahlížet jako na obyčejné břemeno. Dle nařízení vlády č. 361/2007 se na pacienta pohlíží jako na živé břemeno, což s sebou přináší několik specifíků, která je nutné zohlednit během vlastního provádění a následného hodnocení těchto činností. Je nutné si uvědomit, že pacienti nemají symetricky rozloženou hmotnost a nejsou na nich žádná stabilní místa, za něž by je bylo možné uchopit. V některých případech mohou být úkony manipulace s pacientem rovněž ztíženy z důvodu výskytu určitého poranění, přítomných katétrů nebo těhotenství. Dalším limitujícím faktorem je konstrukce vlastního prostředí, v němž je poskytována zdravotnická péče, která v mnoha případech nutí personál k zaujímání nepřirozených poloh těla. V neposlední řadě je nutné zohlednit i stupeň asistence, kterou pacient potřebuje. Pacient nespolupracující či dokonce bránící se mobilizaci bude potřebovat mnohem větší stupeň asistence než například pacient, který je schopen a ochoten určitého stupně spolupráce [15].

2.6 Stanovení sil nutných pro ruční manipulaci s pacienty

Jak již bylo uvedeno, mezi nejrizikovější pracovní úkony ve zdravotnictví patří ruční manipulace s pacientem. Existuje několik faktorů, které způsobují, že činnosti související s ruční manipulací s pacientem jsou nebezpečné, a tím zvyšují riziko poškození zdraví. Veškeré tyto faktory jsou definovány podle vhodných ukazatelů a jsou pro ně stanoveny příslušné hygienické limity. Právě tyto hygienické limity jsou základním nástrojem pro hodnocení pracovní činnosti a pracovního prostředí z hlediska zdraví zaměstnanců. Představu o nebezpečnosti pracovního prostředí nebo činnosti pak získáme porovnáním příslušného hygienického limitu se zjištěnými hodnotami rizikových faktorů [23].

Nejdůležitějšími rizikovými faktory, které hrají zásadní roli při hodnocení pracovních poloh, jsou nadměrnost, jednostrannost a dlouhodobost. Nadměrnost a jednostrannost lze posoudit jako vztah mezi vynakládanou svalovou silou a jednostranným opakováním identických pohybů či zatěžováním stejných tělesných struktur. Z tohoto vztahu dostáváme veličinu nazvanou lokální svalová zátěž, což je zátěž malých svalových skupin při výkonu práce končetinami. Při hodnocení této zátěže je nutné zjistit a vyhodnotit vynakládané svalové síly, počty pohybů hodnocených pohybových struktur a pracovní polohy. Všechny tyto zmíněné veličiny je nutné sledovat a hodnotit srovnáváním s příslušnými hygienickými limity. Hygienické limity pro hmotnost ručně manipulovaného břemene upravuje nařízení vlády 361/2007. Dle této vyhlášky, která na pacienta pohlíží jako na živé břemeno, je limit pro hmotnost ručně manipulovaného břemene přenášeného ženou při občasném zvedání a přenášení 20 kg a při častém zvedání a přenášení 15 kg. U mužů jsou limity stanoveny na 50 a 30 kg. Již pouhým pohledem na tyto hodnoty hygienických limitů je zřejmé, že během ruční manipulace s pacientem budou a ve většině případů jsou překračovány. Hlavním důvodem je skutečnost, že drtivá většina středního a pomocného zdravotnického personálu je ženského pohlaví, pro kterou jsou nastaveny nižší hygienické limity pro hmotnost manipulovaného břemene. Pokud během pracovní směny spojené s ruční manipulací s břemenem dochází k překračování stanovených hygienických limitů, musí být práce přerušována bezpečnostními přestávkami nebo musí být zajištěno střídání činností nebo personálu, což představuje v oblasti zdravotnictví problém, neboť se tato oblast potýká již delší dobu s nedostatkem ať již kvalifikovaného, ale i nekvalifikovaného personálu [24].

Z tohoto důvodu by měl mít zaměstnavatel na pracovišti vyhodnocená rizika a dle nich upravit pracovní prostředí a s ním i počet personálu. Zde narážíme na problematiku hodnocení ergonomických rizik na pracovišti. Již jsem uvedl výše, že k řešení špatné situace by přispěla implementace nových ergonomických metod neprovádějící jednotnou kategorizaci, ale zaměřující se zejména na vyhledání a prevenci ergonomických rizik. Jediná metoda, která poskytuje provedení komplexní analýzy práce, je ergonomická analýza za pomoci ergonomických nástrojů. Tyto ergonomické nástroje umožňují modelování pracovních činností ve 3 D projekci, uplatnění biomechanických modelů člověka, hodnocení zátěže celého těla pomocí obsažených ergonomických analýz, modelové ověření návrhu řešení a výběr toho nejlepšího řešení. Nicméně pro provedení ergonomických analýz ruční manipulace s pacientem pomocí těchto ergonomických programů je rovněž nutné stanovit velikost síly nutné k provedení daného úkonu. Bez znalosti těchto sil není možné provést většinu ergonomických analýz, které jsou obsaženy v současných ergonomických programech. Zde vyvstává otázka, jak tyto síly stanovit. V současné době se vynakládáné svalové síly stanovují především pomocí tenzometrických přístrojů. Nicméně stanovit síly je možné i pomocí biomechanického výpočtu vycházejícího z hmotnosti pacienta či manipulované části těla pacienta, což je podstatně rychlejší metoda stanovení manipulačních sil, a navíc není nutné provádět žádné obtěžující měření na zdravotnickém pracovišti. Z tohoto důvodu vznikl ze strany SZÚ požadavek oba tyto způsoby stanovení manipulačních sil porovnat a vyhodnotit. Před vlastním stanovením manipulačních sil byl proveden experiment, jehož cílem bylo potvrdit hypotézu, že mezi oběma způsoby stanovením manipulačních sil není, za předpokladu zanedbání svalového účinku, rozdíl a oba způsoby vycházejí ze stejných principů. Pro experimentální ověření byl vyroben model nohy se stejnými hmotnostními a rozměrovými charakteristikami jako porovnávaná lidská končetina.

V dalších kapitolách jsou podrobněji představeny oba způsoby stanovení sil spolu s jejich výhodami i nevýhodami, ergonomický program Tecnomatix JACK spolu s jednotlivými ergonomickými analýzami, které byly použity pro ergonomické vyhodnocení definovaných úkonů ruční manipulace s pacientem, a metoda integrované elektromyografie, která byla použita ke stanovení lokální svalové zátěže.

2.6.1 Stanovení sil pomocí digitálního tenzometru

Elektrický tenzometr je pasivní elektrotechnická součástka sloužící k elektrickému měření neelektrických veličin. Převádí mechanickou deformaci na změnu elektrického odporu, který pak může být změřen. Snímači s odporovými tenzometry je možné měřit sílu, hmotnost, kroutící moment, pnutí a mnoho dalších mechanických veličin, které lze pomocí vhodného pružného členu převést na deformaci materiálu. Pružné členy mohou být různé konstrukce, což je zobrazeno na následujícím Obr. 2.2. Snímače odporových tenzometrů mohou být zhotoveny z různých materiálů a podle toho jsou dále děleny do dvou skupin na kovové a odporové tenzometry. U kovových tenzometrů jsou měřicí mřížky obvykle vinuty ze slabého konstantanového drátku nebo jsou vytvořeny leptáním konstantanové fólie. Tyto měřicí mřížky jsou poté nalepeny na vhodném místě na pružném elementu. U polovodičových odporových tenzometrů mají měřicí senzory tvar tyčinek, které jsou vyráběny z křemíku dotovaného bórem nebo aluminím [25].



Obr. 2.2: Odporové členy [autor]

Princip měření odporovými tenzometry spočívá ve spojení měřicí mřížky o známém elektrickém odporu s měřeným objektem přivařením či lepením. Měřený objekt se z důvodu působení vnějšího zatížení deformuje a spolu s ním se deformuje i měřicí mřížka tenzometru, přičemž mění svůj elektrický odpor úměrně velikosti deformace.

Fyzikální princip odporových tenzometrů je založen na tom, že změna délky vodiče vede ke změně jeho elektrického odporu, což je dáno materiálovými konstantami konkrétního vodiče. Původní odpor vodiče je vyjádřen následujícím vztahem:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S}, \quad (2.1)$$

kde ρ je měrný elektrický odpor, který charakterizuje vodivostní vlastnosti látek vedoucích elektrický proud, l je délka odporového vodiče a S je jeho průřez. Závislost elektrického odporu tenzometru na deformaci popisuje vztah (2.2):

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta S}{S}, \quad (2.2)$$

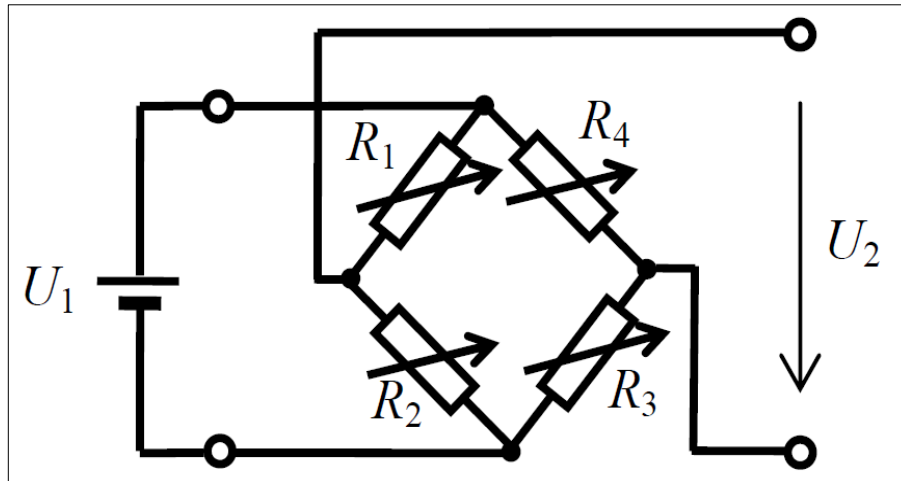
kde ΔR je změna odporu tenzometru způsobená deformací, R je původní odpor tenzometru, $\Delta \rho$ je změna měrného elektrického odporu tenzometru, ρ je původní měrný elektrický odpor tenzometru, Δl je změna délky tenzometru, l je původní délka tenzometru, ΔS je změna průřezu tenzometru a S je jeho původní průřez.

Pro popis závislosti mezi relativní změnou elektrického odporu a prodloužením platí v oblasti pružných deformací vztah (2.3):

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \frac{\Delta l}{l} = k \cdot \varepsilon, \quad (2.3)$$

kde k je součinitel deformační citlivosti tenzometru a ε je poměrné prodloužení. Jak již bylo uvedeno, tato závislost platí pouze do omezeného rozsahu deformací a je především dána materiálem tenzometru.

Pro vyhodnocování tenzometrických měření se nejčastěji používají můstková zapojení, ale lze ho provést i potenciometricky, neboť jsou změny odporu tenzometru velmi malé. V můstkovém zapojení se nevyhodnocuje celková hodnota odporu, ale pouze jeho změna. Nejjednodušším a nejčastějším můstkovým zapojením je tzv. Wheatstonův můstek, jehož schéma zapojení je zobrazeno na Obr. 2.3.



Obr. 2.3: Základní zapojení Wheatstonova můstku [26]

V praxi se pro výpočet používá zjednodušený vztah popisující změny výstupního napětí v závislosti na změnách jednotlivých odporů v můstku:

$$\frac{\Delta U_2}{U_1} = \frac{1}{4} \cdot \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right), \quad (2.4)$$

kde R_1 , R_2 , R_3 a R_4 jsou odpory jednotlivých větví, ΔR_1 , ΔR_2 , ΔR_3 a ΔR_4 jsou změny odporu jednotlivých větví, ΔU_2 je změna výstupního napětí a U_1 je vstupní napájecí napětí.

Dosazením vztahu (2.2) do rovnice (2.3) za předpokladu indikovaného prodloužení ε_i , které je dáno součtem délkových prodloužení tenzometrů zapojených v jednotlivých ramenech můstku, dostáváme výsledný vztah:

$$\varepsilon_i = \frac{4}{K_z} \cdot \frac{\Delta U_2}{U_1}, \quad (2.5)$$

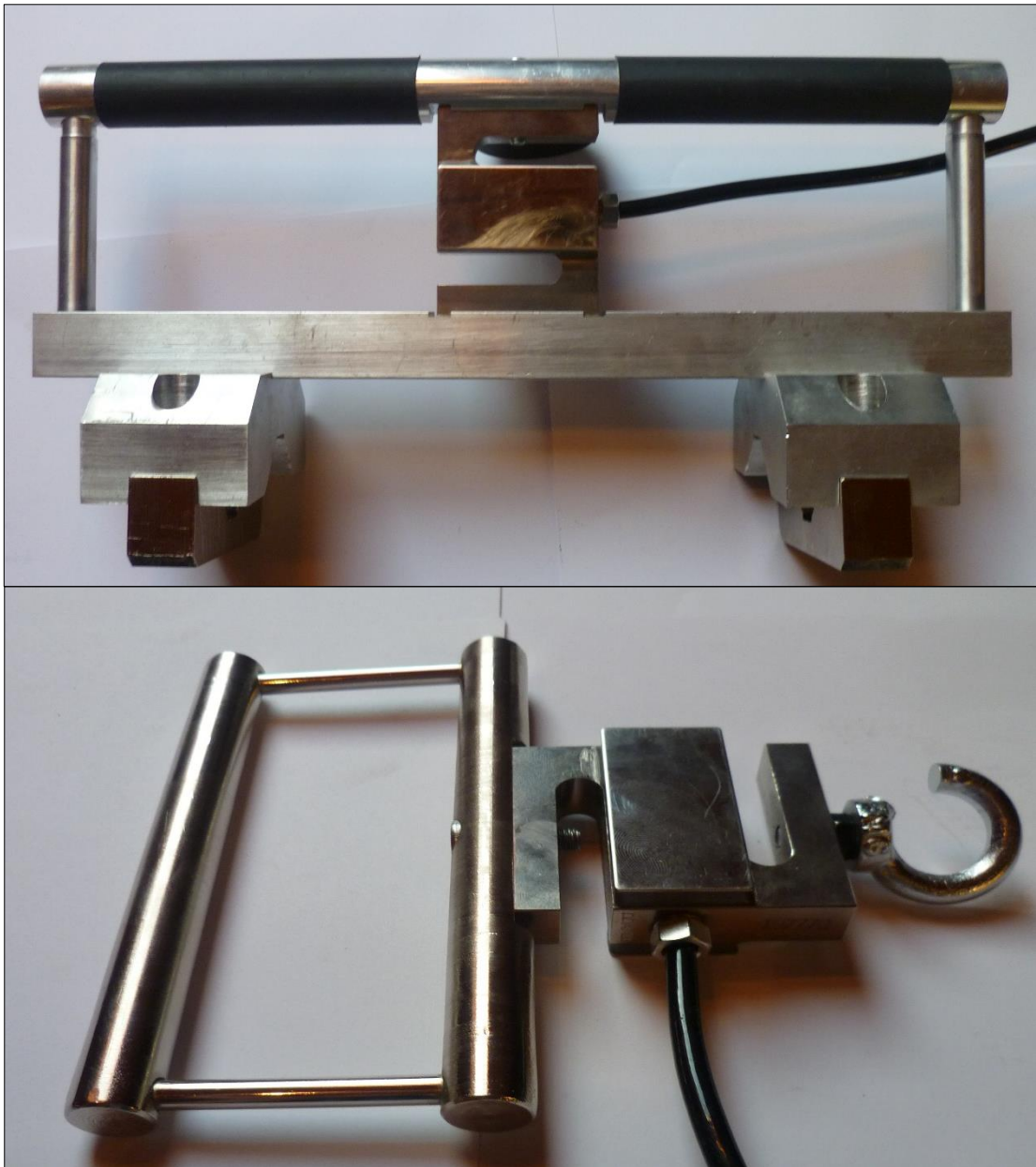
kde K_z je deformační součinitel tenzometru [27].

Na následujícím Obr. 2.4 je zobrazen digitální tenzometr zapůjčený od Státního ústavu v Praze, který byl použit ke stanovení silových účinků během úkonů souvisejících s ruční manipulací s pacienty.



Obr. 2.4: Digitální tenzometr [autor]

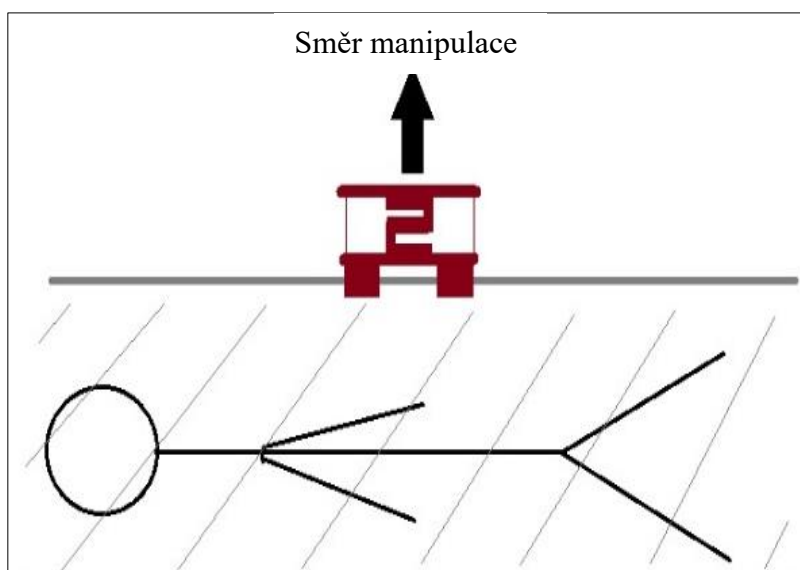
Mezi základní funkce přístroje patří průběžné zobrazení sil na displeji v kilogramech, newtonech a librách, zachycení maximální naměřené hodnoty a reverzní zobrazení údaje na displeji. K tenzometru je dostupná sada univerzálních nástavců, které umožňují měření širokého spektra pracovních činností. Dle požadovaného účelu použití je tenzometrický snímač sestaven s vybraným měřicím nástavcem, který se poté připevňuje k měřenému předmětu. Vybrané měřicí kombinace jsou zobrazeny na následujícím Obr. 2.5.



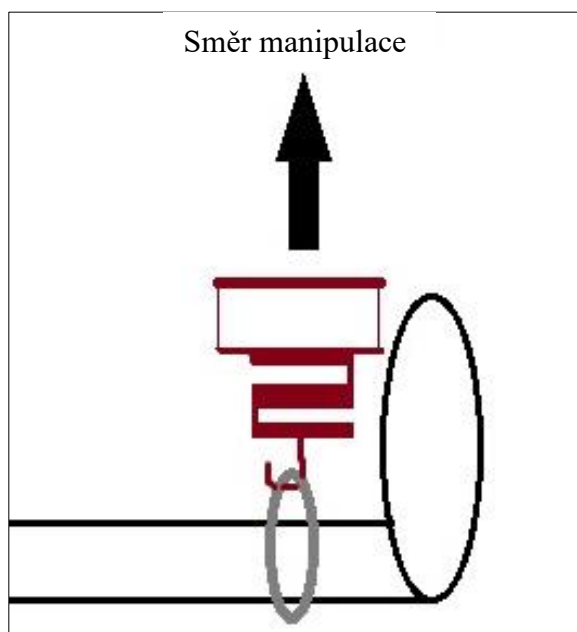
Obr. 2.5: vybrané měřicí kombinace [autor]

Tato sada univerzálních měřících nástavců umožňuje měření různých silových úkonů. Společně s dodávaným programem je možný online přenos měřených sil z přístroje do počítače a jejich okamžité zobrazení na monitoru. Naměřená data je také možné zálohovat a statisticky hodnotit průběh sil. Hodnocení může být provedeno jak pro celý soubor, tak jen pro vybrané úseky měření.

Před vlastním měřením bylo nutné upevnit měřicí popruhy na konkrétní část lidského těla a spojit je s digitálním tenzometrem pomocí speciálního měřicího nástavce (Obr. 2.6) nebo háku (Obr. 2.7). Pomocí háku byly měřeny úkony manipulace s končetinami a pomocí měřicího nástavce byly měřeny úkony manipulace pomocí polohovacího prostěradla. Provedením daného úkonu manipulace byla poté získána příslušná manipulační síla. Naměřené síly bylo možné sledovat online v dodávaném programu a současně se ukládaly do *.txt* souboru.



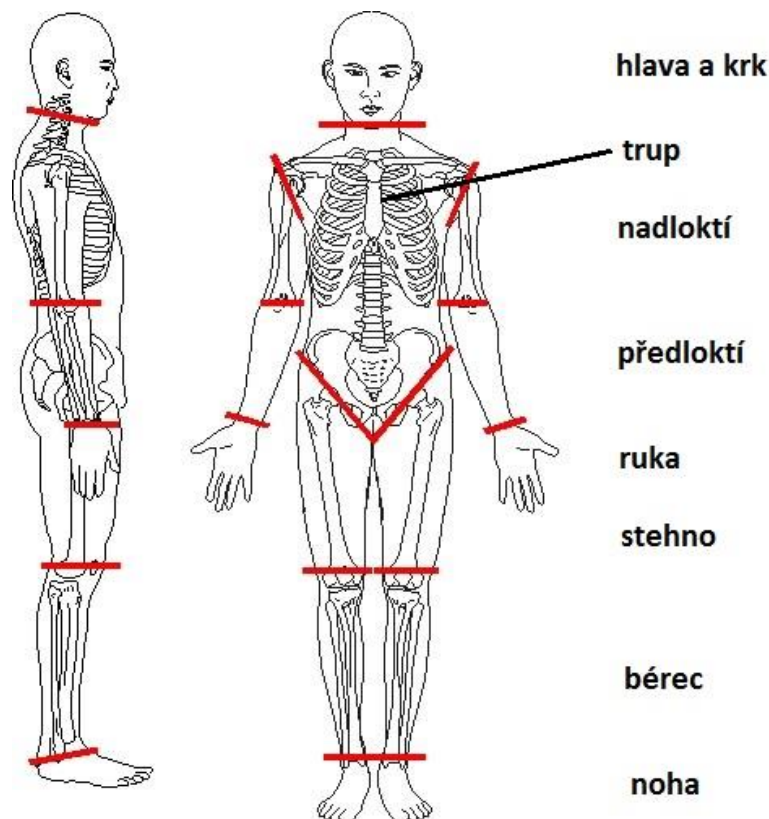
Obr. 2.6: Schématický nákres stanovení manipulačních sil pro úkony manipulace pomocí polohovacího prostěradla [autor]



Obr. 2.7: Schématický nákres stanovení manipulačních sil pro úkony manipulace s končetinami [autor]

2.6.2 Stanovení sil pomocí biomechanického výpočtu

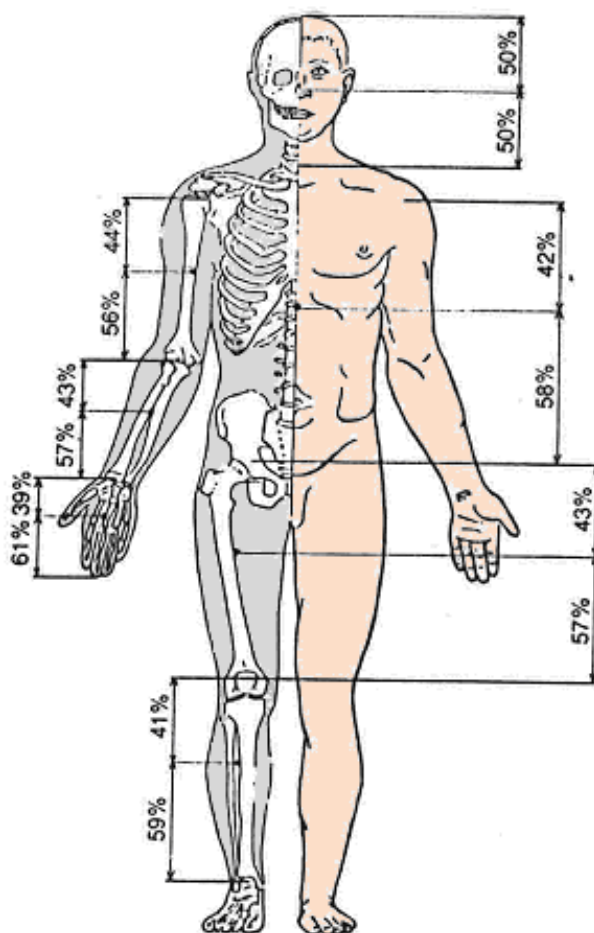
Druhým způsobem stanovení sil během úkonů souvisejících s ruční manipulací s pacienty bylo jejich stanovení pomocí biomechanického výpočtu vycházející z hmotnosti manipulované části těla. Pro provedení potřebných výpočtů je nutné provést určité zjednodušení, a to rozdělit celé lidské tělo na jednotlivé segmenty a vytvořit tzv. segmentový model lidského těla. Jednotlivé segmenty reprezentují části lidského těla, které tvoří strukturální základ pohybového aparátu a každý z nich se vyznačuje relativní samostatnou pohyblivostí. Každý segment je charakterizován jedním hmotným bodem. Za tento hmotný bod volíme těžiště příslušného segmentu. Vztahy mezi vzájemně artikulujícími segmenty lze následně vytvářet pomocí kinematických řetězců, tzn. pomocí fyzikálních vztahů, které pohyb jednotlivých segmentů nejlépe popisují. Počet segmentů, na které lze tělo rozdělit, může být rozdílný. V biomechanice se nejčastěji používá čtrnácti segmentový model lidského těla, který rozděluje lidské tělo na následující segmenty: hlava a krk, trup a párové segmenty – nadloktí, předloktí, ruka, stehno, bérce a noha. Příklad čtrnácti segmentového modelu lidského těla je zobrazen na následujícím Obr. 2.7 [28] [29].



Obr. 2.8: Segmentový model lidského těla [30]

- **Stanovení těžiště segmentů lidského těla**

Těžiště jednotlivých segmentů leží většinou mezi středy kloubních spojení ohraničující daný segment. Pro určení polohy těžiště konkrétního segmentu můžeme použít poměrové nebo procentuální údaje, které byly experimentálně stanoveny řadou autorů. Přesnější metodou je vyjádření polohy těžiště pomocí procentuálních údajů: ruka 39:61 %, předloktí 43:57 %, nadloktí 44:56 %, hlava + krk 50:50 %, trup 42:58 % (měřeno od ramenního kloubu), stehno 43:57 % a bérce + noha 41:59 %, měřeno od proximálního konce segmentu. Nicméně je třeba uvést, že všechny výše uvedené hodnoty byly zjišťovány experimentálně a jejich zobecnění je tedy provedeno s jistou pravděpodobností a zatíženo určitou chybou měření [31].



Obr. 2.9: Polohy těžišť jednotlivých segmentů lidského těla [31]

- **Stanovení hmotnosti segmentů lidského těla**

Existuje několik různých metod stanovení hmotnosti segmentů lidského těla. Méně přesným postupem je stanovení hmotnosti segmentu z procentuálního rozdělení celkové hmotnosti. Přesnější metoda, která byla použita při stanovení hmotnosti segmentů lidského těla v této diplomové práci, je založena na výzkumu Zaciorského a Selujanova (1979), kteří na základě experimentu stanovili koeficienty regresní rovnice B_{0i} , B_{1i} a B_{2i} pro každý segment lidského těla. Konkrétní koeficienty jsou uvedeny v tabulce 2.2. Pro vyjádření hmotnosti daného segmentu pak platí následující vícenásobná regresní rovnice:

$$m_i = B_{0i} + B_{1i} \cdot m + B_{2i} \cdot v, \quad (2.6)$$

kde m_i je hmotnost daného segmentu, m je hmotnost jedince v kg a v je výška jedince v cm [33].

Tab. 2.2: Koeficienty regresní rovnice pro výpočet hmotnosti segmentů těla [32]

<i>segment</i>	<i>hmotnostní koeficienty</i>		
	B_{0i} [kg]	B_{1i}	B_{2i} [$\text{kg} \cdot \text{cm}^{-1}$]
chodidlo	-0,829	0,0077	0,0073
bérec	-1,592	0,0362	0,0121
stehno	-2,649	0,1463	0,0137
ruka	-0,1165	0,0036	0,0017
předloktí	0,3185	0,0144	-0,0011
nadloktí	0,25	0,0301	-0,0027
hlava	1,296	0,017	0,0143
horní část trupu	8,2144	0,1862	0,0584
střední část trupu	7,181	0,2234	-0,0663
dolní část trupu	-7,498	0,0976	0,049

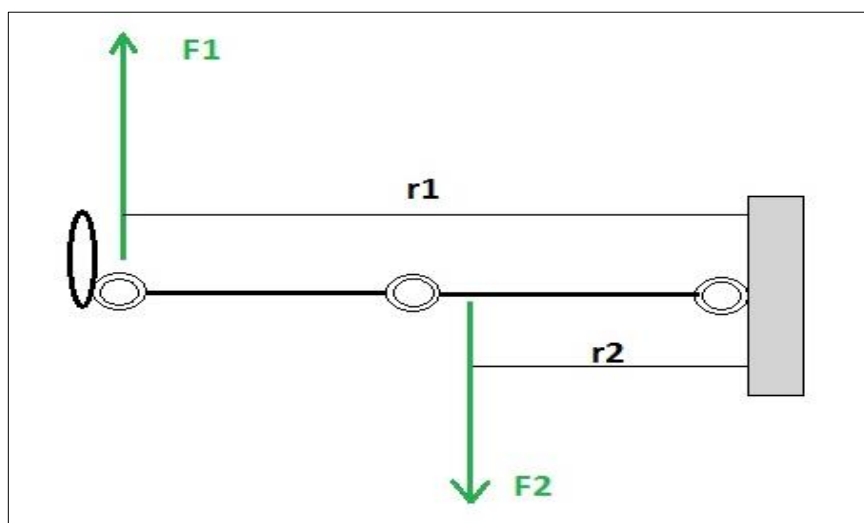
Po rozdělení lidského těla na jednotlivé segmenty a stanovení jejich rozměrů, hmotností a polohy těžišť bylo dalším krokem určit sílu nutnou k manipulaci s těmito segmenty pomocí biomechanického výpočtu. Definice síly nám říká, že jde o vektorovou fyzikální veličinu, která je určena svou velikostí, působištěm, směrem a orientací. Síla se projevuje statickými a dynamickými účinky. Dynamické účinky síly jsou příčinou změny pohybového stavu těles, který můžeme rozdělit na posuvný (translační) a otáčivý (rotační). Těleso je do otáčivého pohybu uvedeno působením síly mimo osu otáčení. Pro popis otáčivého účinku síly se používá fyzikální veličina moment síly, jehož velikost

závisí na velikosti a směru působící síly a na poloze jejího působišť. Výpočet momentu síly je dán následujícím vztahem (2.7):

$$M = F \cdot r , \quad (2.7)$$

kde F je velikost působící síly a r je rameno síly, což je kolmá vzdálenost vektorové přímky síly od osy otáčení [33].

Z podstaty otáčivého účinku síly, a především pak z vlastního výpočtu momentu síly, vyplývá biomechanický výpočet síly během ruční manipulace s pacientem. Jak již bylo uvedeno výše, pro provedení biomechanického výpočtu bylo nutné provést určité zjednodušení a rozdělit lidské tělo na jednotlivé segmenty. Dalším zjednodušením bylo uvažovat každý segment jako pevné těleso (tyč). Díky těmto dvěma zjednodušením bylo možné uvažovat části lidského těla jako páku, což je tyč otočná kolem své osy. V tomto případě, kdy se tíhová síla (břemeno) i pracovní síla nachází na stejné straně od osy otáčení, se jedná o jednozvratnou páku. Čili výchozí úvahou pro provedení biomechanického výpočtu bylo uvažovat jednotlivé segmenty lidského těla jako jednozvratné páky, kde při jejich manipulaci vzniká v místě kloubního spojení s následujícím segmentem nenulový moment, který je přímo úměrný působící síle a vzdálenosti od osy otáčení. Pokud tedy známe vzdálenost působící síly od kloubního spojení daného segmentu, lze na základě těchto údajů stanovit sílu nutnou k manipulaci s tímto segmentem. Na následujícím Obr. 2.10 je zobrazen segmentový model dolní končetiny uvažovaný jako jednozvratná páka, kde F_1 je pracovní síla, F_2 je tíhová síla, r_1 je vzdálenost pracovní síly od osy otáčení a r_2 je vzdálenost tíhové síly od osy otáčení.



Obr. 2.10: Model dolní končetiny uvažovaný jako jednozvratná páka [autor]

Na Obr. 2.10 je zobrazen model jednozvrtné páky pouze pro dolní končetinu, nicméně stejný postup lze aplikovat pro všechny části lidského těla. Biomechanický výpočet síly pro většinu úkonů souvisejících s ruční manipulací s pacientem je založený na principu jednozvrtné páky. Výsledná síla je poté dána následujícím vztahem (2.8):

$$F_1 = F_2 \cdot \frac{r_2}{r_1} \quad (2.8)$$

Výpočet tíhové síly je dán následujícím vztahem (2.9):

$$F_2 = m \cdot g, \quad (2.9)$$

kde m je hmotnost manipulované části těla a g je tíhové zrychlení.

Ukázkový výpočet manipulační síly pro úkon manipulace s dolní končetinou pro úhel manipulace 0° pro probanda o hmotnosti 65 kg:

(hmotnost dolní končetiny byla získána sečtením hmotnosti jednotlivých segmentů, které byly získány dosazením do vztahu (2.6))

$$F_1 = ?$$

$$F_2 = m_{\text{dolní končetina}} \cdot g$$

$$m_{\text{dolní končetina}} = 12,98 \text{ kg}$$

$$g = 9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$$

$$r_1 = 83,50 \text{ cm}$$

$$r_2 = 35,15 \text{ cm}$$

$$F_2 = m_{\text{dolní končetina}} \cdot g$$

$$F_2 = 12,98 \cdot 9,81 = 127,33 \text{ N}$$

$$F_1 = F_2 \cdot \frac{r_2}{r_1}$$

$$F_1 = 127,33 \cdot \frac{35,15}{83,50} = \mathbf{53,60 \text{ N}}$$

2.7 Nástroje pro ergonomické simulace

Nástroje pro ergonomické simulace, které se zabývají ověřováním proveditelnosti manuálních operací, analýzami pracovní zátěže a optimalizací ergonomie, tvoří významnou oblast digitální továrny. Pojem digitální továrna představuje soubor jednotlivých digitálních nástrojů, modelů a metod, který umožňuje vytvořit přesný virtuální obraz výroby. Cílem je komplexní a systémové plánování, projektování, ověřování a průběžné zlepšování všech důležitých částí, procesů a zdrojů reálné továrny. Jednotlivé nástroje digitální továrny je možno rozdělit na oblast plánování výrobních procesů, ověřování výroby a simulaci výroby. Plánování výrobních procesů umožňuje komplexní zpracování veškerých vazeb mezi výrobky, výrobními zdroji, procesy a rozmístěním zařízení a strojů na pracovišti. Ověřování výroby se více zaměřuje na jednotlivé činnosti v oblasti výroby, především na podrobnější specifikaci výrobních postupů a ověřování procesních metod. Poslední oblastí je simulace výroby, která umožňuje vývoj, vytvoření a nasazení výrobních zdrojů a simulovat jejich činnost. Tato oblast mimo jiné zahrnuje i nástroje pro ergonomické simulace a analýzy. Tyto nástroje umožňují na základě přesného biomechanického modelu člověka simulovat různé pracovní činnosti a provádět analýzy pracovního prostředí, pracovních poloh, dosažitelnosti, proveditelnosti, viditelnosti, zatížení apod. Jednotlivé ergonomické analýzy nám poskytují podrobné informace o statickém a dynamickém zatížení lidského těla při výkonu požadovaného pracovního úkonu. Na základě výsledků těchto analýz lze vyhodnotit a případně optimalizovat příslušné pracovní prostředí již v počáteční fázi výrobního procesu s ohledem na zdravotní rizika a efektivitu prováděných pohybů [34] [35].

2.7.1 Tecnomatix JACK

Rozvoj digitální továrny, ke kterému dochází během posledních několika let, s sebou nepochybně přináší i rozvoj jejích nástrojů, mimo jiné i nástrojů pro ergonomické simulace. V současné době se na trhu vyskytuje několik dostupných ergonomických programů, jakými jsou například Tecnomatix JACK, Delmia Human, 3DSSPP a Santos. Pro provedení ergonomických analýz v mé diplomové práci jsem se rozhodl využít program JACK, neboť mám s tímto programem již několikaleté zkušenosti.

Program JACK je universální nástroj přináležející do digitální továrny Tecnomatix, který umožňuje simulovat, kontrolovat a vyhodnocovat působení pracovního prostředí a pracovní činnosti na pracovníka. Tento program umožňuje vytvořit virtuální model pracovního prostředí nebo pracovní činnosti, a přímo v programu ve virtuálním 3 D prostředí pomocí přesného biomechanického modelu člověka lze, s použitím implementovaných ergonomických analýz, simulovat, kontrolovat a vyhodnocovat vliv pracovního prostředí a pracovní činnosti na člověka, a tím zhodnotit míru fyzické zátěže. Na základě těchto zjištění je možné porovnat různé návrhy opatření a z nich následně vybrat tu neoptimálnější. Výsledkem simulace je virtuální model pracovního místa, který odpovídá dané lidské populaci [36] [37].

Dimenzování pracovníka

JACK umožňuje vytvořit postavu libovolných rozměrů a proporcí. Pomocí databáze populačních dat vytvořené z antropometrických průzkumů lze snadno vygenerovat rozměry postavy podle pohlaví, výšky, hmotnosti nebo percentilu populace. Rovněž je možné rozměry postavy definovat dle vlastních rozměrů.

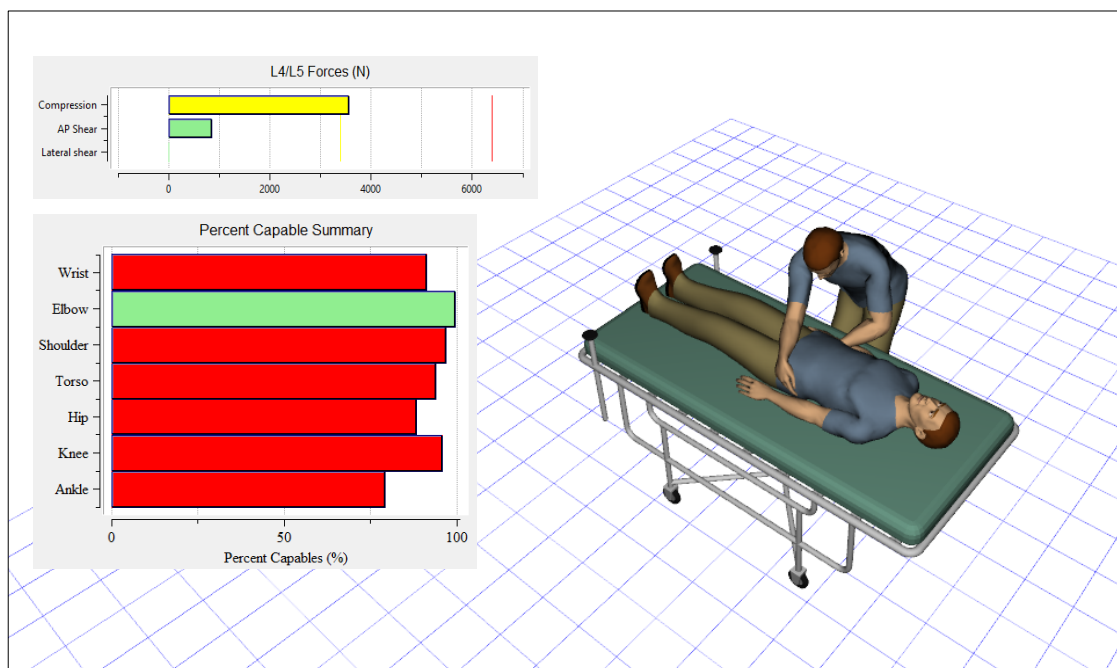
JACK obsahuje několik biomechanických modelů člověka. Starší modely jsou složeny z pevných nedeformovatelných segmentů. Model JACK 5.1 má celkem 71 segmentů a 69 kloubů. Nejdetailněji je tvořena páteř, která je složena ze 17 segmentů, a horní končetina, která se skládá ze 16 segmentů. S těmito segmenty lze manipulovat ve 2-3 osách. Nejnovější modely, jako je např. model V7.1 Human, jsou vytvořeny dynamicky deformovatelnou sítí, která představuje povrch těla.

Polohování

Model člověka v JACKovi má reálné biomechanické vlastnosti a umožňuje manipulaci s jeho jednotlivými segmenty, které jsou spojeny pomocí kloubů, jejichž rozsahy a úhly jsou převzaty ze studií NASA. Během manipulace s jednotlivými segmenty modelu člověka využívá software inverzní kinematiky a automaticky určí i polohu ostatních propojených segmentů. Do příslušné pracovní polohy lze JACKa nastavit dvěma způsoby. Prvním způsobem je manuální nastavení, kdy je nutné každý segment JACKa nastavit samostatně. Druhým a jednodušším způsobem je využití jedné ze 30 základních předdefinovaných pracovních poloh, které jsou uloženy v knihovně JACKa.

Simulace

Po nastavení JACKa do pracovní polohy následuje vlastní simulace pracovní činnosti. Studie se může zpracovat buď staticky, což znamená simulace bez modelování celého pohybu, nebo dynamicky, kdy se vytvoří kompletní animace pracovního úkolu. Tato animace lze vytvořit pomocí simulačních nástrojů přítomných v JACKovi nebo ji sejmout z pohybu skutečného člověka pomocí nástrojů virtuální reality. Správnou simulací pracoviště a pracovního procesu lze simulovat a následně optimalizovat pohyby pracovníka na pracovišti [38]



Obr. 2.11: Ergonomická analýza pracoviště ve zdravotnictví [autor]

Ergonomická analýza pracoviště

Po vytvoření simulace pracovní činnosti následuje ta nejdůležitější část celého procesu, a tou je ergonomická analýza daného pracoviště. Pomocí implementovaných ergonomických analýz zjistíme, jak si povede pracovník na simulovaném pracovišti. Jsme schopni zjistit, jak budou pracovníci vykonávat daný úkol, zobrazit zorné pole pracovníků, vyhodnotit dosahové vzdálenosti, testovat kolize mezi pracovníkem a ostatními objekty a analyzovat riziko zranění. Pro komplexnější analýzy je nutné použít doplňkových modulů implementovaných v JACKovi. Jedná se o moduly OPT (Occupant Packaging Toolkit) a TAT (Task Analysis Toolkit). Rovněž je možné použít doplňkový

modul NV 361/2007. Na základě výsledků jednotlivých analýz lze přizpůsobit pracoviště danému pracovníkovi. Výsledkem celého procesu je pracoviště, které vede k bezpečnější, efektivnější a produktivnější výrobě [39] [40].

2.7.2 Analýzy v Tecnomatix JACK

Jak již bylo uvedeno výše, JACK obsahuje několik doplňkových modulů pro provedení různých ergonomických analýz. Jedná se o moduly OPT, TAT a NV 361/2007. Pro provedení ergonomických analýz v této diplomové práci byly použity pouze ergonomické analýzy z modulu TAT, a proto jsou v následující části představeny pouze principy vybraných ergonomických analýz z tohoto modulu. Další moduly zde uvádím pouze pro úplnost.

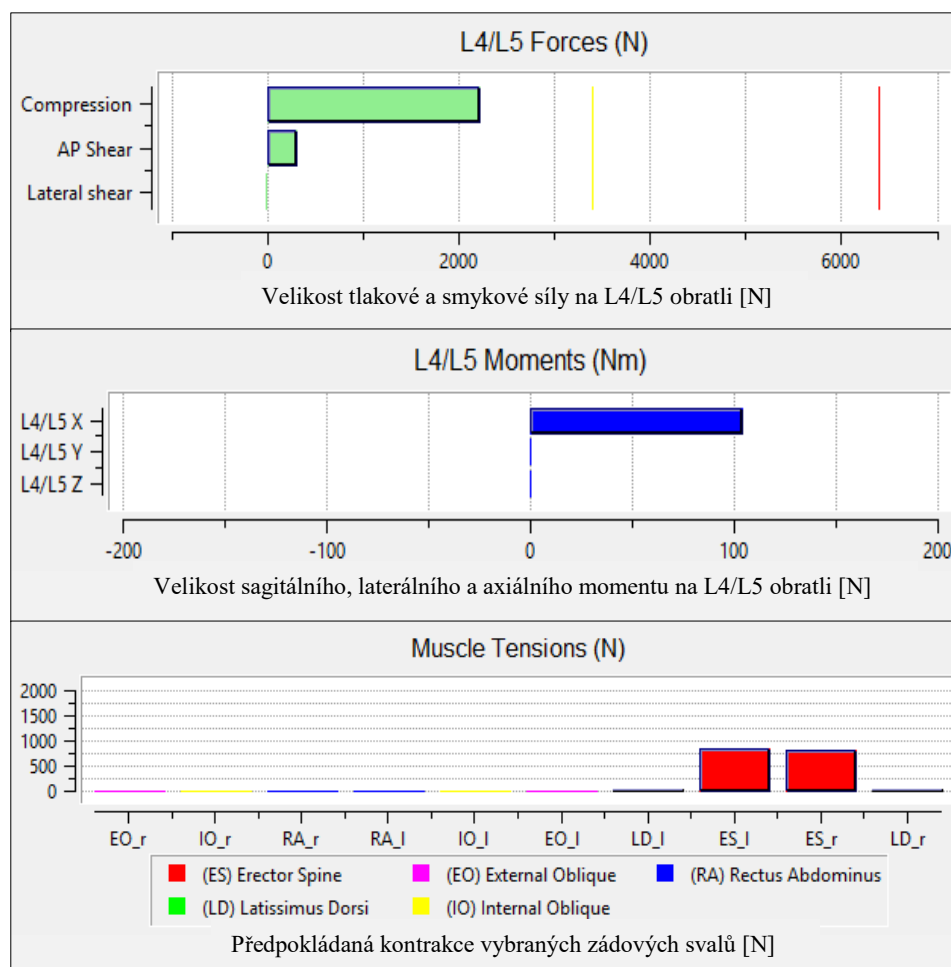
TAT – Task Analysis Toolkit

Task Analysis Toolkit je přídatný modul obsahující několik ergonomických analyzačních nástrojů, které slouží pro vyhodnocení manuálních operací a návrh pracoviště na základě postoje, využití svalů, působící zátěže, délce a frekvenci činnosti. Tyto nástroje nám pomohou snížit riziko poranění zad, optimalizovat manipulaci s břemeny, vyhodnotit silové požadavky a spotřebu energie při práci, provést časové analýzy, porovnat jednotlivé pracovní polohy a jejich potenciální rizika. Zde je představeno několik analýz pracovního prostředí z tohoto modulu.

Low Back Analysis

Low Back Analysis (LBA) je metoda pro hodnocení zatížení zad. Zjišťuje síly působící na páteř a bederní část zad člověka při přesně definovaných zatěžovacích podmínkách. Na základě těchto sil se vyhodnotí míra nebezpečí poranění zad pro konkrétní pracovní úkony a různé pracovníky z populace. Výsledek analýzy se porovnává s navrhovanými doporučeními NIOSH [41] a zjišťuje se tak, zda práce nevystavuje pracovníka zvýšenému riziku poranění. Doporučená hodnota tlakové síly na L4/L5 obratel dle NIOSH je 3400 N, nicméně se jedná o hodnotu podmíněně přijatelnou. Překročení této síly představuje zvýšené riziko poranění zad v bederní oblasti. Při překročení síly 6400 N je pracovník vystaven kritickému zatížení. Tato hodnota představuje zvýšené riziko

poranění pro většinu pracovníků. Smykový limit je 1000 N. Tato analýza nám, kromě výpočtu tlakových a smykových sil působících na L4/L5 obratli, také uvádí sagitální, laterální a axiální momenty a stanovuje hodnotu předpokládané kontrakce zádových svalů. Na následujícím Obr. 2.12 jsou zobrazeny výsledky analýzy Lower Back Analysis.



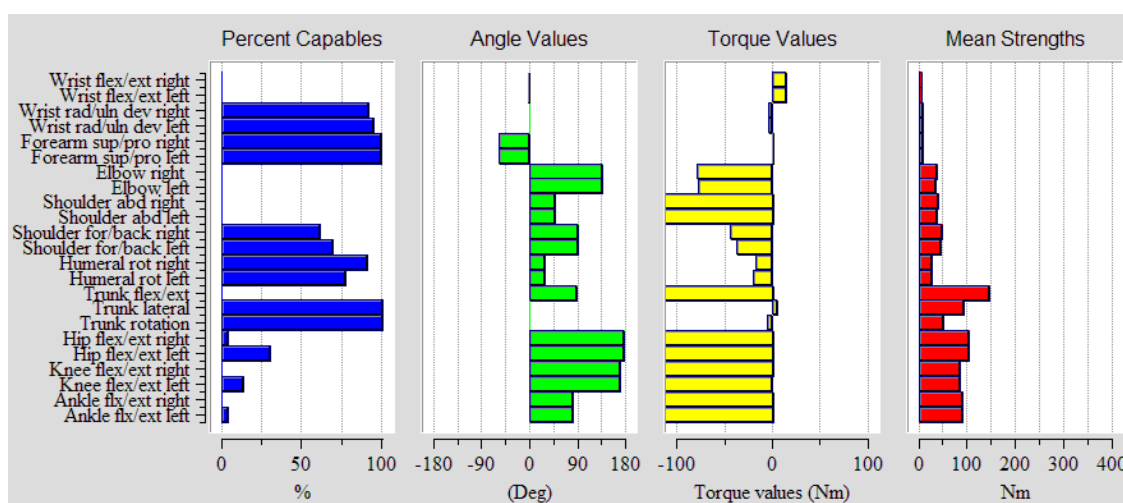
Obr. 2.12: LBA analýza [autor]

Static Strength Prediction

Pomocí analýzy Static Strength Prediction (SSP) lze určit procento pracovníků v populaci, kteří mají fyzické schopnosti k vykonání úkonu, tj. pro jaké procento pracovníků bude daný úkon ergonomicky přijatelný na základě sil, umístění břemene, polohy pracovníka, antropometrie apod. Tento nástroj se používá pro hodnocení zatížení kloubů a svalů především při manipulaci s těžkými břemeny při „pomalém“ pohybu, tam kde je možné zanedbat vliv akcelerace a setrvačnosti. SSP analýza je vhodná pro hodnocení zdvihání břemen, pokládání, tlačení, tahání, ale i zatížení od reakce nástrojů a v nestandardní poloze těla. Cílem je navrhnout pracovní pozici tak, aby byla ergonomicky

přijatelná pro 90 a více procent smíšené populace pracovníků. Výsledky SSP analýzy se vztahují k specifické populaci.

Výsledky SSP analýzy jsou velmi podrobné. Výsledky je možné získat v grafické formě nebo v přehledové tabulce. Na následujícím Obr. 2.13 je výsledek analýzy SSP v grafické formě. Dostáváme procento populace schopných bez zvýšeného rizika vykonávat práci pro každý kloub těla (Cap%), vypočtené zatížení spolu s momenty v jednotlivých kloubech (Moment), maximální sílu pro průměrného pracovníka v populaci v dané poloze a pro daný kloub (Mean), standardní odchylku (SD) silových schopností a úhly natočení jednotlivých kloubů [39] [40] [42].



Obr. 2.13: Simulace SSP [autor]

OPT – Occupant packaging toolkit

Tento modul přídatných analýz se používá především při návrhu vnitřních prostorů aut, nákladních automobilů, letadel a dalších dopravních prostředků. Tento nástroj je schopný vyhodnotit výkonnost a komfort řidiče v různých dopravních prostředcích. Největší přínos tohoto nástroje je značná úspora finančních prostředků, protože již není nutné používat drahé fyzické figuríny. Také tento modul obsahuje několik specifických analýz, jakými jsou například analýzy zorného pole řidiče, analýzy polohy sedících pasažérů v dopravních prostředcích a analýzy hodnotící dosahové vzdálenosti [39].

2.8 Měření lokální svalové zátěže

Lokální svalová zátěž je zátěž malých svalových skupin při výkonu práce končetinami. Při jejím hodnocení se zjišťují a posuzují nejen vynakládané svalové síly, ale také počty pohybů vyšetřovaných pohybových struktur a pracovní polohy, které jsou závislé na rozsahu statické a dynamické složky práce. Existuje několik metod měření lokální svalové zátěže. První metodou je tenzometrická a výpočtová metoda, která spočívá ve změření vynakládaných svalových sil pomocí tenzometrických přístrojů, které jsou pak vztaženy na hodnoty maximálních svalových sil obsažené v metodickém materiálu Národního referenčního pracoviště pro fyziologii a psychofyziologii práce [42].

Druhou metodou, která je v současné době považována za nejpřesnější dostupnou metodu měření odezvy nervosvalového systému na pracovní zátěž, je metoda integrované elektromyografie (iEMG). Při této metodě dochází ke snímání elektrofyziologických biopotenciálů z vyšetřovaných svalových skupin rukou a předloktí. K měření se používá EMG přístroj, případně pro stanovení celosměnové průměrné svalové síly se používá EMG Holter. Výsledky měření jsou relativní hodnoty vynaložených svalových sil v tzv. % F_{max} [45] [46].

Hygienické limity v oblasti lokální svalové zátěže jsou dané platnou legislativou, v tomto případě NV 361/2007 Sb. [24].

Nejprve je nutné zjistit převažující složku zátěže, která může být statická a dynamická. U práce s převažující statickou složkou zátěže svalové skupiny ruky a předloktí setrvávají v izometrické kontrakci déle než 3 sekund. Naproti tomu u práce s převažující dynamickou složkou zátěže se úkony se statickou složkou zátěže nevyskytují. Z převažující složky zátěže vyplývají limitní hodnoty vynakládaných svalových sil. Pro práci dynamickou je limitní hodnota nad 70 % F_{max} , která se nesmí během výkonu práce pravidelně vyskytovat. Svalové síly nad 55 % F_{max} se během výkonu práce vyskytovat můžou, ale pouze 600krát v osmihodinové směně). U práce statické je limitní hodnota svalové síly nad 45 % F_{max} , která se jako pravidelná součást výkonu práce nesmí vyskytovat. Metodou iEMG se rovněž stanovují hodnoty celosměnového časově váženého průměru vynakládaných svalových sil. Celosměnový časově vážený průměr vynakládaných svalových sil nesmí u práce s převažující dynamickou složkou překročit hodnotu 30 % F_{max} a u práce s převahou statické složky hodnotu 10 % F_{max} . Legislativa rovněž definuje hygienický limit pro celosměnový a minutový počet pohybů rukou a předloktí s ohledem na velikost průměrných vynakládaných svalových sil. Limitní

hodnoty pro celosměnový a minutový počet pohybů ruky a předloktí se odvíjí od průměrné směnové časově vážené hodnoty vynakládaných svalových sil $\% F_{\max}$ [24].

2.8.1 Bezdrátový EMG systém Trigno

Pro stanovení lokální svalové zátěže pro účely této diplomové práce byl použit bezdrátový EMG systém Trigno od společnosti Delsys zapůjčený od Fakulty biomedicínského inženýrství v Kladně, jenž je zobrazený na následujícím Obr. 2.14.



Obr. 2.14: Bezdrátový EMG systém Trigno [46]

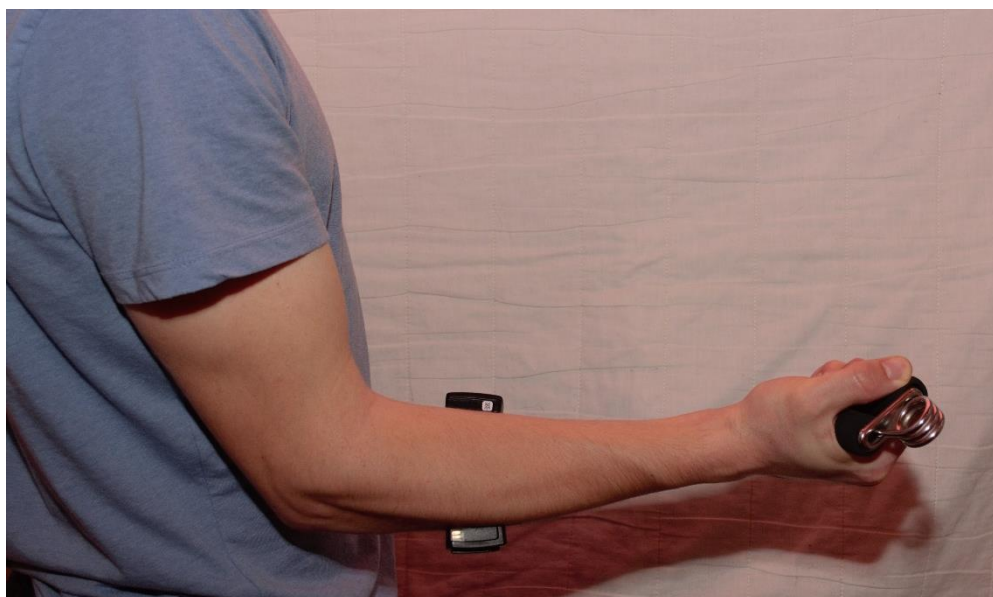
Trigno je systém určený pro bezdrátové snímání EMG. Snímání probíhá pomocí EMG senzorů, které obsahují zabudovaný 3osý akcelerometr a umožňují bezdrátový přenos naměřeného signálu až na vzdálenost 40 m. Každý senzor má v sobě zabudovanou baterii s uváděnou dobou výdrže 8 hodin v režimu snímání, kterou je možné dobít v základní stanici systému Trigno. Celkem lze v základní stanici dobít až 16 senzorů. Trigno EMG senzory mají na sobě umístěné celkem 4 stříbrné povrchové elektrody určené ke snímání EMG signálu, které mají tyčkovitý tvar. Pro snímání signálu o maximální amplitudě je nutné elektrody umístit kolmo na směr svalových vláken vyšetřovaného svalu. Z tohoto důvodu je na povrchu každého senzoru umístěna šipka, kterou je nutné umístit paralelně se směrem svalových vláken. Rovněž je nutné umístit

senzor na tzv. svalové břicho, což je nejširší část svalu. Senzor se na pokožku připevňuje pomocí speciální samolepicí pásky se čtyřmi otvory pro elektrody. Na následujícím Obr. 2.15 je zobrazení správného umístění senzoru ve vztahu k vyšetřovanému svalu [46].



Obr. 2.15: Správné umístění senzoru ve vztahu k vyšetřovanému svalu [46]

Pro stanovení lokální svalové zátěže byly vybrány svaly flexorové a extenzorové svalové skupiny předloktí dominantní horní končetiny, konkrétně se jednalo o flexory a extensory zápěstí. Poloha měřicích elektrod ve vztahu k vyšetřovaným svalovým skupinám byla určena dle [47]. Nejprve bylo nutné stanovit maximální sílu (F_{max}) příslušných svalů. Maximální síla byla stanovena umístěním senzoru na svalové břicho vyšetřovaného svalu a vyvinutím maximální volní kontrakce stiskem posilovače zápěstí po dobu 3-4 sekund. Horní končetina byla v následující poloze: nadloktí bylo svisle podél těla, předloktí bylo v pravém úhlu vůči nadloktí a dlaň směřovala vzhůru viz Obr. 2.16.



Obr. 2.16: Stanovení maximální síly vyšetřovaných svalů [autor]

Po stanovení maximálních sil pro obě svalové skupiny bylo dalším krokem stanovit EMG aktivitu těchto svalových skupin během vykonávání úkonů manipulace s probandy, což je zobrazeno na následujícím Obr. 2.17. Vlastní přenos dat mezi systémem a PC je umožněn pomocí USB rozhraní. Naměřená data je možné zobrazit a vyhodnotit v programu *EMGworks*, který je rozdělený na dva moduly: *EMGworks Acquisition* a *EMGworks Analysis*. V modulu *EMGworks Acquisition* je možné zvolit sledované parametry dle konkrétních požadavků experimentátora. Dále je tento program schopný identifikovat druh připojených elektrod a s pomocí interaktivního svalového modelu lidského těla rychle a snadno najít jejich přesnou pozici. Během průběhu měření modul zobrazuje měřená data v reálném čase a po jeho skončení data ukládá pro jejich následnou analýzu, která se provádí v druhém modulu *EMGworks Analysis*. Tento modul umožňuje detailní analýzu naměřených dat pomocí obsažených nástrojů dle konkrétních požadavků hodnotící osoby.



Obr. 2.17: Průběh stanovení EMG aktivity vyšetřovaných svalů [autor]

2.9 Metody zpracování a vyhodnocení dat

Pro každého probanda bylo získáno deset průběhů manipulačních sil metodou tenzometrie a stejný počet průběhů manipulačních sil pomocí biomechanického výpočtu. V průběhu celé studie vzniklo tedy 100 párových silových průběhů, které bylo nutné vyhodnotit mezi sebou pro získání výsledků. Průběhy sil pořízené pomocí digitálního tenzometru byly ukládány do souboru typu *.txt a posléze importovány do prostředí MS Excel. Průběhy sil získané biomechanickým výpočtem byly stanoveny a uloženy přímo v prostředí MS Excel. Pro každý úkon manipulace byly vytvořeny dva grafy průběhů sil pro oba způsoby jejich stanovení. Data byla následně zpracována v prostředí MATLAB pomocí nástroje Curve Fitting Tool. Jako testovací statistika byla vybrána regresní analýza.

Pro všechny úkony manipulace byly pro vybrané probandy provedeny ergonomické analýzy v programu Tecnomatix JACK. Jednalo se o analýzy LBA (Low Back Analysis) a SSP (Static Strength Prediction). Výsledky analýz není nutné nijak dále zpracovávat, neboť jednotlivé analýzy již obsahují příslušné hygienické limity hodnocených parametrů a vyhodnocení je provedeno přímo v těchto programech.

Pro vybrané probandy, pro něž byly úkony manipulace hodnoceny pomocí ergonomických programů, byly pomocí EMG systému Trigno stanoveny relativní hodnoty vynakládaných svalových sil pro svalové skupiny předloktí. Nejdříve bylo nutné stanovit hodnoty maximální volní kontrakce (MVC) pro flexory a extensory předloktí a poté naměřit průběhy EMG během vykonávání úkonů manipulace pro tyto svalové skupiny. Průběhy EMG byly ukládány do souboru typu *.hpf a poté byly zpracovány v uživatelském modulu EMGworks Analysis. Relativní hodnoty vynakládaných svalových sil v tzv. % F_{max} byly stanoveny pomocí MVC normalizace, což je metoda běžně používaná ke stanovení amplitudy EMG signálu, který je vyjádřen procentem z velikosti amplitudy signálu získaného během maximální volní kontrakce.

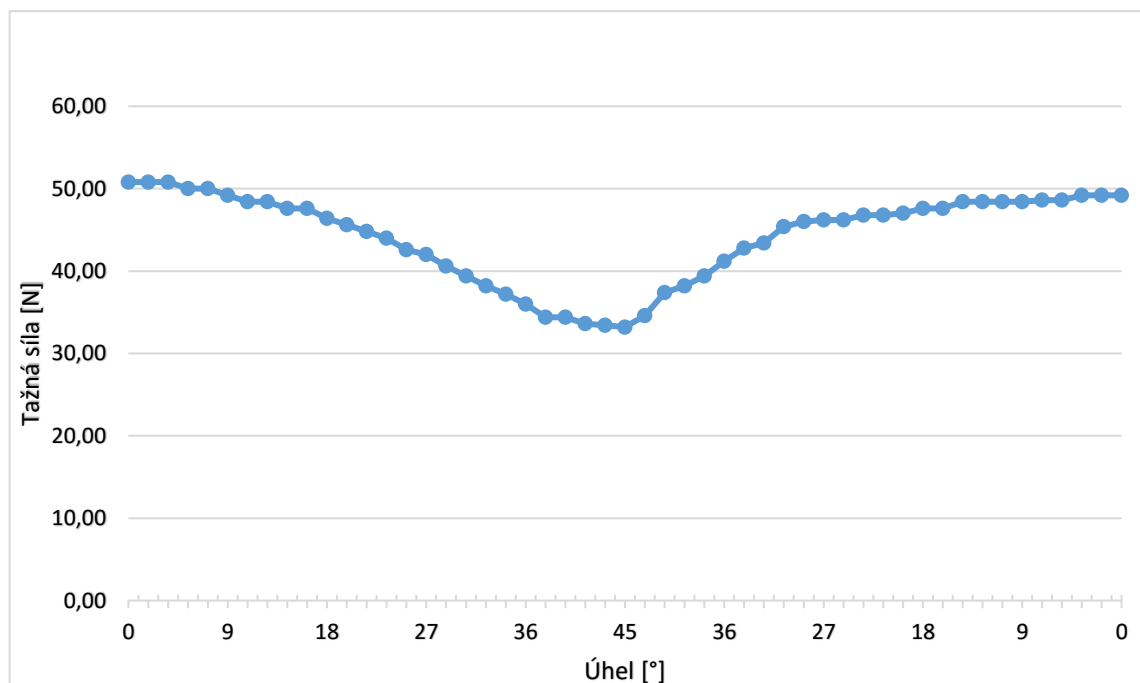
Výsledné porovnání navrhované metody založené na použití programu Tecnomatix JACK se současnou metodou hodnocení ergonomických rizik, která je založena na porovnání hodnot maximální lokální svalové zátěže nebo maximálních přípustných vynakládaných sil spolu s jejich příslušnými hygienickými limity definovaných v nařízení vlády č. 361/2007 Sb. [24], bylo provedeno pomocí Pearsonova testu dobré shody v prostředí MS Excel.

3 Výsledky

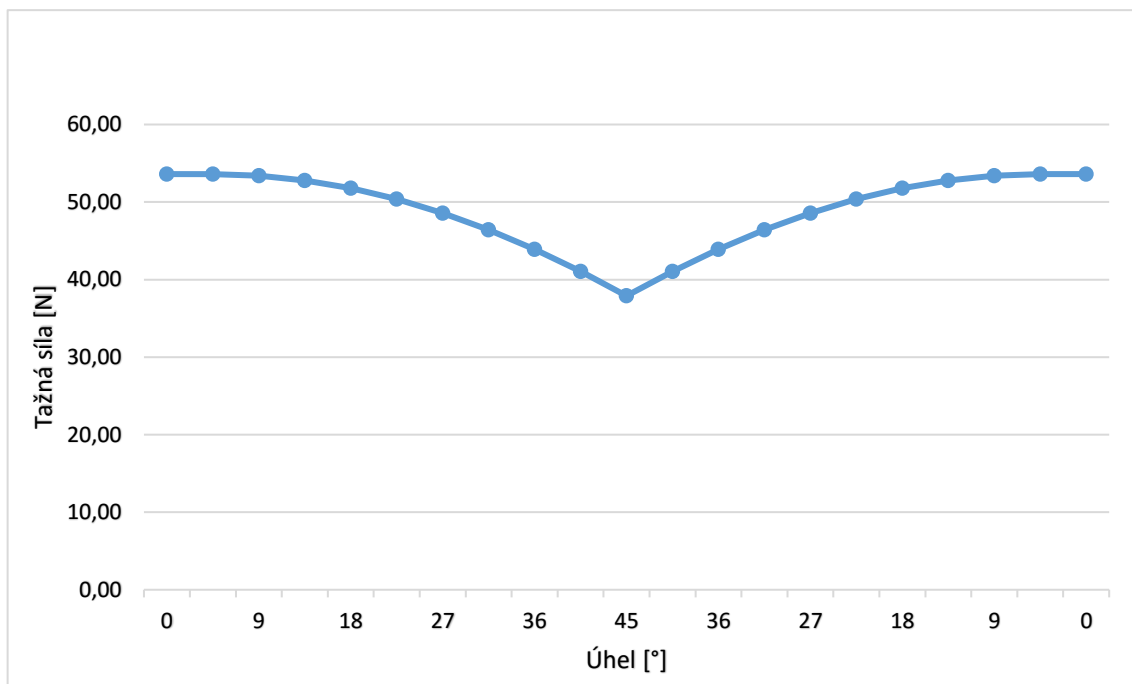
Výsledky jsou rozděleny do tří částí: výsledky vyhodnocení obou metod stanovení sil nutných k provedení vytipovaných úkonů manipulace, výsledky ergonomických analýz vybraných úkonů manipulace provedených v programu Tecnomatix JACK a výsledky srovnání metod hodnocení ergonomických rizik založených na odlišném principu hodnocení.

3.1 Výsledky vyhodnocení obou metod stanovení manipulačních sil

Výsledkem experimentálního ověření obou způsobů stanovení sil je potvrzení prvotní hypotézy, že mezi oběma způsoby není za předpokladu zanedbání svalového účinku rozdíl. Graf průběhu manipulační síly stanovené pomocí digitálního tenzometru je na Obr. 3.1 a graf průběhu manipulační síly stanovené pomocí biomechanického výpočtu je na Obr. 3.2.

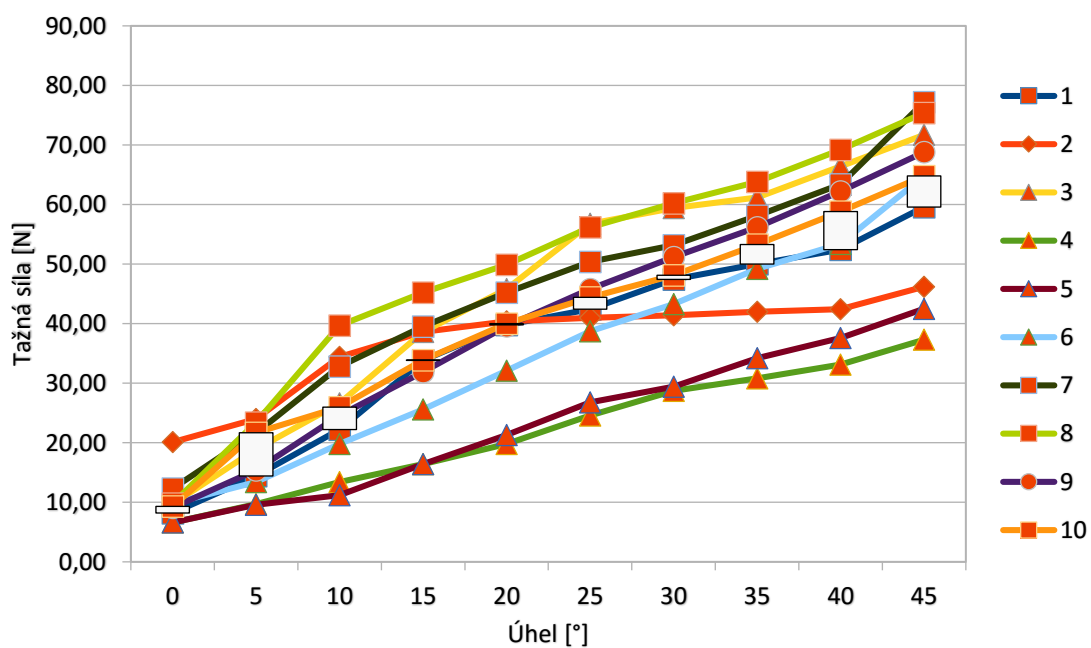


Obr. 3.1: Průběh manipulační síly stanovené pomocí digitálního tenzometru

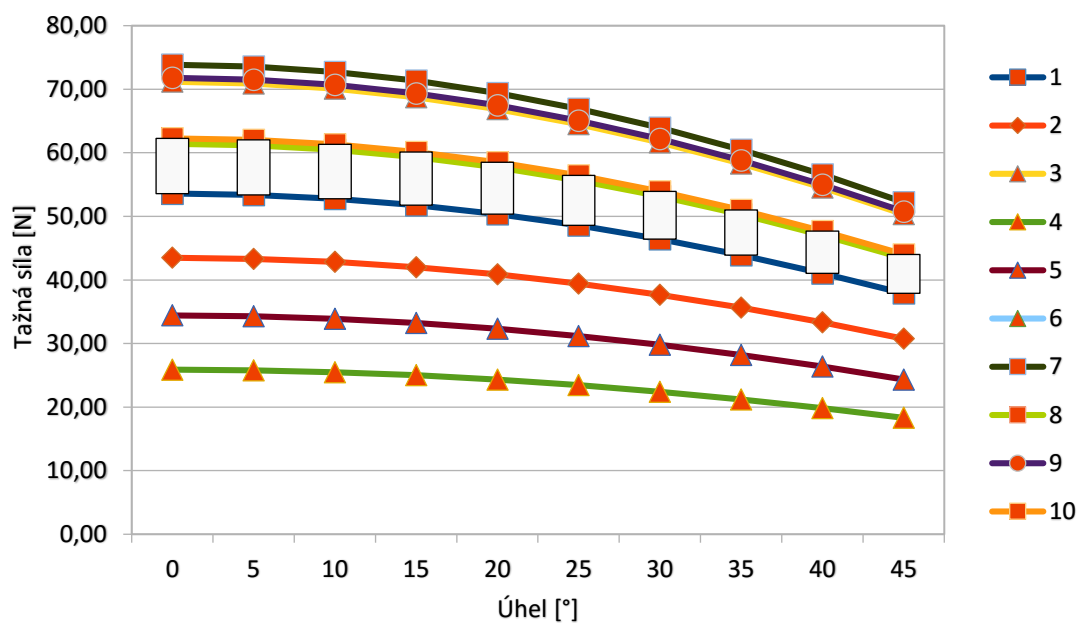


Obr. 3.2: Průběh manipulační síly stanovené pomocí biomechanického výpočtu

Na následujících grafech jsou zobrazeny průběhy manipulačních sil pro vybrané úkony manipulace stanovené pomocí digitálního tenzometru a biomechanického výpočtu pro všechny probandy. Na Obr. 3.3 a 3.4 jsou zobrazeny průběhy manipulačních sil pro úkon manipulace s dolní končetinou.

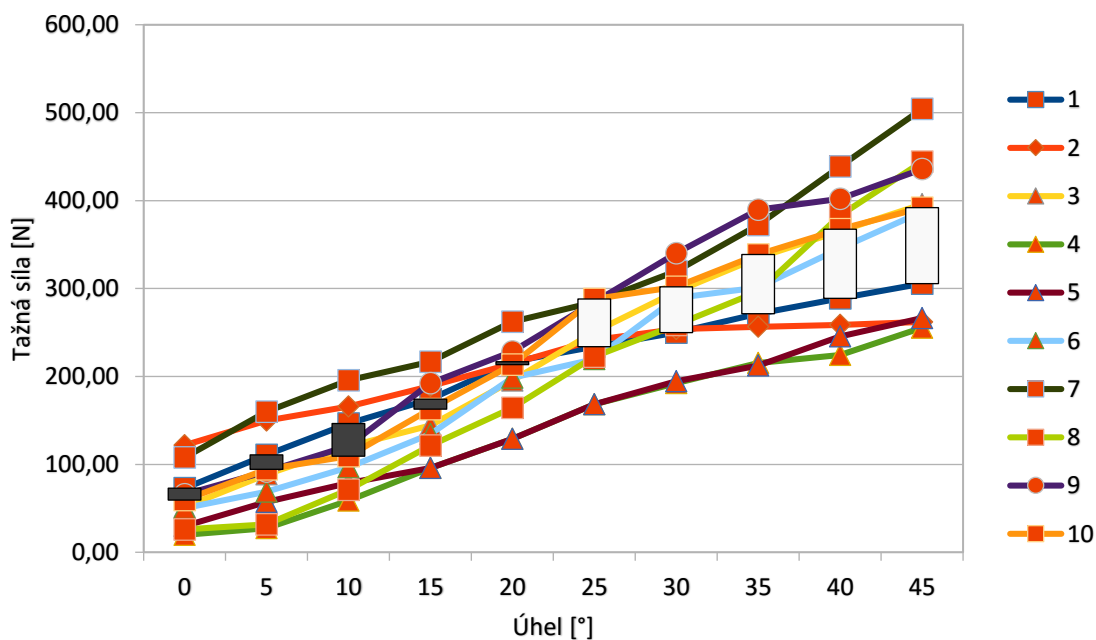


Obr. 3.3: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí digitálního tenzometru

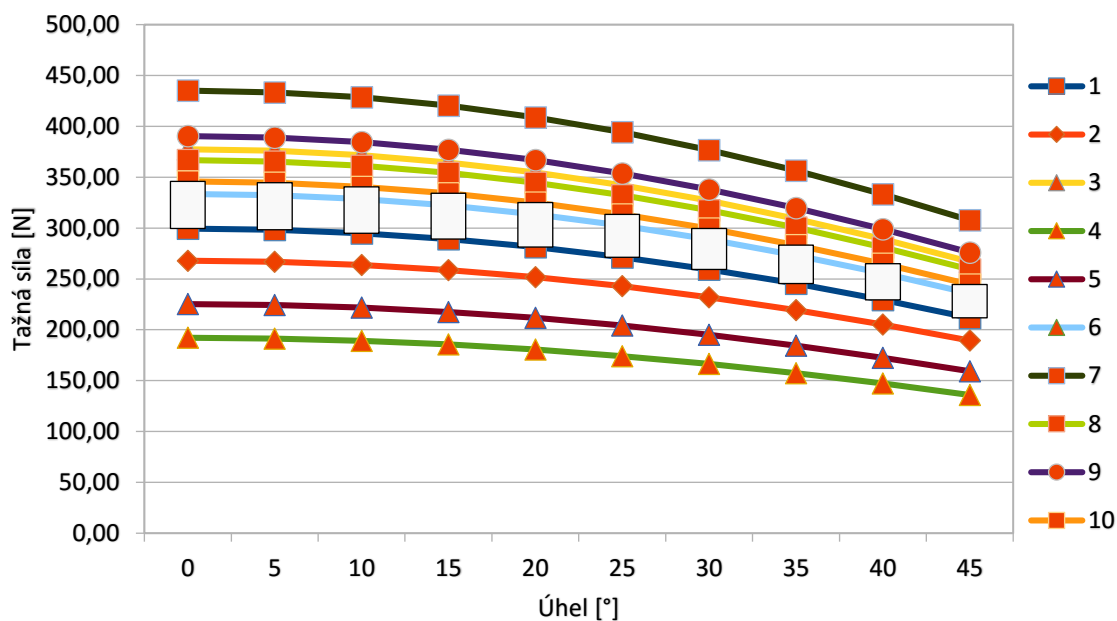


Obr. 3.4: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí biomechanického výpočtu

Na následujících Obr. 3.5 a 3.6 jsou graficky znázorněny průběhy manipulačních sil pro úkon manipulace s trupem (horní část) pro všechny probandy.

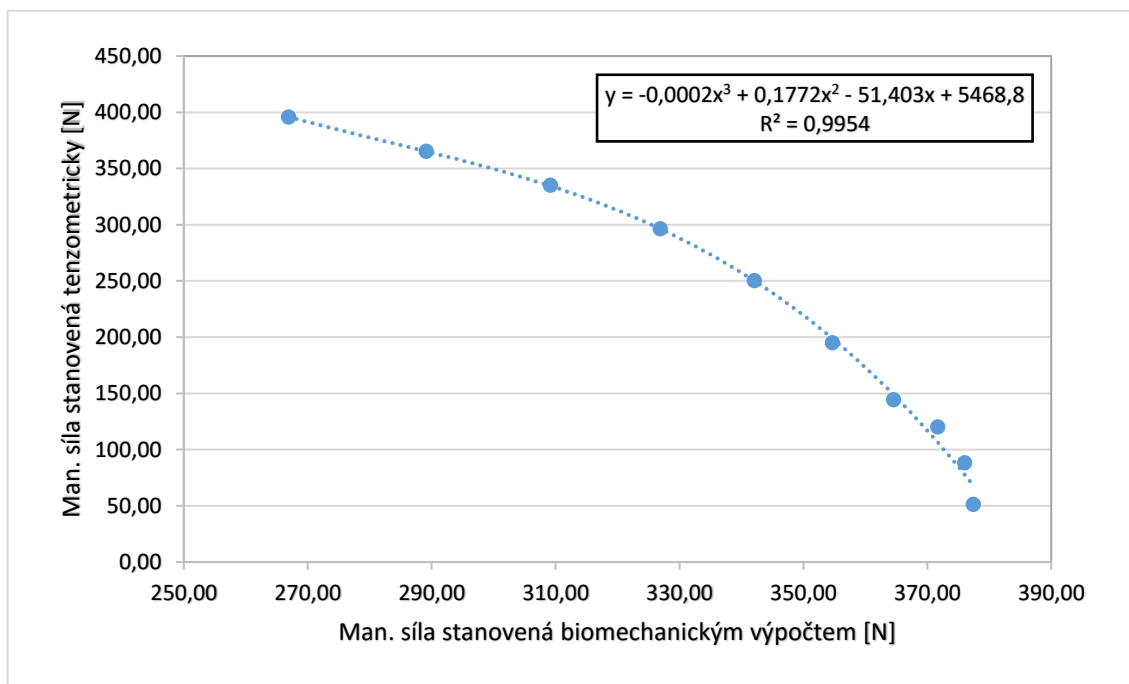


Obr. 3.5: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí digitálního tenzometru



Obr. 3.6: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí biomechanického výpočtu

Na následujícím Obr. 3.7 je zobrazen regresní model, který popisuje závislost jednoho průběhu manipulační síly stanovené pomocí biomechanického výpočtu na manipulační síle stanovené pomocí digitálního tenzometru pro výše uvedené úkon manipulace s trupem (horní část).



Obr. 3.7: Výsledný regresní model popisující vzájemnou závislost mezi oběma způsoby stanovení manipulačních sil

Z výše uvedeného Obr. 3.7 je patrné, že mezi manipulačními silami stanovenými pomocí výše uvedených metod existuje velmi silná závislost, kterou nejlépe popisuje polynomiální funkce. V následující tabulce 3.1 jsou uvedeny výsledky regresní analýzy pro veškeré úkony manipulace.

Tab. 3.1: Výsledky regresní analýzy

Úkon manipulace	Regresní model popisující vzájemnou závislost	<i>Adj. R – square</i>
1) Manipulace s dolní končetinou	$f(x) = p1*x^3 + p2*x^2 + p3*x + p4$	0,9586
2) Manipulace s horní končetinou	$f(x) = p1*x^3 + p2*x^2 + p3*x + p4$	0,9866
3) Manipulace s hlavou	$f(x) = p1*x^3 + p2*x^2 + p3*x + p4$	0,9787
4) Manipulace s trupem (dolní část)	$f(x) = p1*x^3 + p2*x^2 + p3*x + p4$	0,9880
5) Manipulace s trupem (horní část)	$f(x) = p1*x^3 + p2*x^2 + p3*x + p4$	0,9781
6) Manipulace pomocí p. prostěradla (oblast nohou)	$f(x) = p1*x^2 + p2*x + p3$	0,9176
7) Manipulace pomocí p. prostěradla (oblast beder)	$f(x) = p1*x^2 + p2*x + p3$	0,6075
8) Manipulace pomocí p. prostěradla (oblast ramen)	$f(x) = p1*x^2 + p2*x + p3$	0,9157
9) Uvedení do polosedu	$f(x) = p1*x^3 + p2*x^2 + p3*x + p4$	0,9594
10) Přetočení na bok	$f(x) = p1*x^3 + p2*x^2 + p3*x + p4$	0,8888

Nicméně mezi koeficienty jednotlivých polynomů nebyl nalezen žádný vztah, který by bylo možné použít pro experimentální stanovení manipulačních sil pomocí výpočtu vycházející z obou metod stanovení manipulačních sil. Tudíž pro experimentální stanovení manipulačních sil pomocí výpočtu bylo nutné použít jiný přístup, který vychází z procentuálních hodnot, které byly získány porovnáním manipulačních sil získaných pomocí obou metod. Procentuální hodnoty, pomocí kterých je možné přepočítat vypočtené manipulační síly na změřené manipulační síly pro úhel 0° jsou uvedeny v tabulce 3.2.

Tab. 3.2: Procentuální hodnoty pro stanovení manipulační síly pro úhel manipulace 0°

Úkon manipulace	Koeficient přepočtu [%] (úhel 0°)
1) Manipulace s dolní končetinou	16,53
2) Manipulace s horní končetinou	14,03
3) Manipulace s hlavou	24,49
4) Manipulace s trupem (dolní část)	15,82
5) Manipulace s trupem (horní část)	194,57
6) Manipulace pomocí p. prostěradla (oblast nohou)	34,74
7) Manipulace pomocí p. prostěradla (oblast beder)	90,56
8) Manipulace pomocí p. prostěradla (oblast ramen)	25,19
9) Uvedení do polosedu	20,09
10) Přetočení na bok	5,50

Pro zvyšující se úhly manipulace se vlivem svalového odporu zvyšuje i síla nutná vynaložit pro manipulaci s daným segmentem. V následující tabulce 3.3 jsou uvedeny procentuální hodnoty pro výpočet manipulační síly pro zvyšující se úhel manipulace pro úkon manipulace s dolní končetinou.

Tab. 3.3: Procentuální hodnoty pro výpočet manipulačních sil pro zvyšující se úhel manipulace

Úhel manipulace [°]	Procentuální nárůst [%]
0–5	73,60
5–10	44,19
10–15	30,20
15–20	18,40
20–25	15,34
25–30	8,84
30–35	8,30
35–40	7,88
40–45	12,93

Výsledek experimentálního stanovení manipulačních sil pomocí výpočtu, který vychází z obou metod stanovení manipulačních sil, je v následující tabulce 3.4.

Tab. 3.4: Experimentální stanovení manipulačních sil pomocí výpočtu

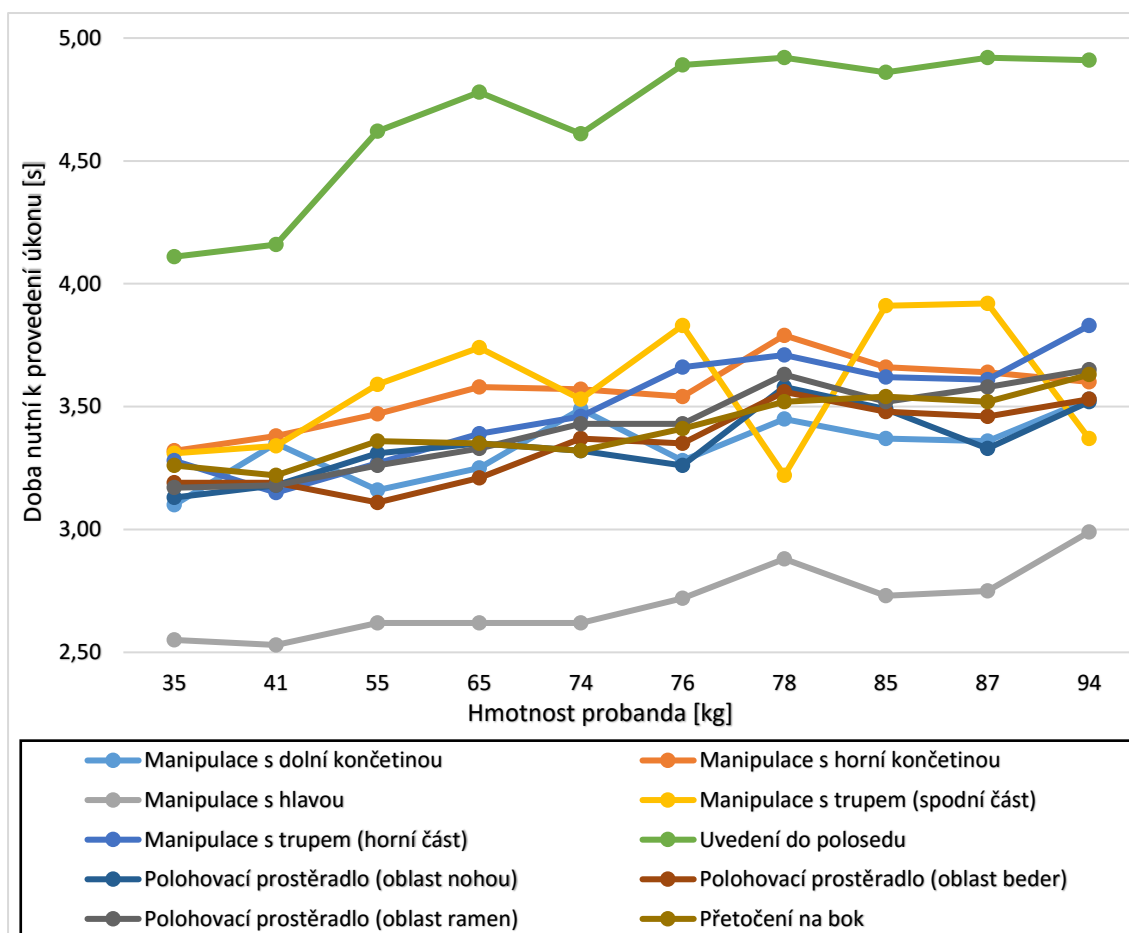
Úhel [°]	Změřená síla [N]	Vypočtená síla [N]	Rozdíl [N]
0	8,20	8,92	0,72
5	14,40	15,48	1,08
10	22,20	22,32	0,12
15	33,80	29,06	4,74
20	39,80	34,40	5,40
25	42,40	39,68	2,72
30	47,40	43,19	4,21
35	50,00	46,77	3,23
40	52,40	50,46	2,06
45	59,60	56,99	2,61

Dále bylo nutné vyhodnotit dobu trvání vytipovaných úkonů. V následující tabulce 3.5 jsou uvedeny výsledky vyhodnocení průměrné doby trvání vytipovaných úkonů.

Tab. 3.5: Vyhodnocení doby trvání vytipovaných úkonů

Úkon manipulace	Průměrná doba trvání úkonu [s]	Rozptyl [s ²]	SD [s]
Úkon č.1	3,334	0,372	0,138
Úkon č.2	3,555	0,370	0,137
Úkon č.3	2,701	0,381	0,145
Úkon č.4	3,576	0,512	0,262
Úkon č.5	3,498	0,470	0,221
Úkon č.6 (1/2 pohybu)	4,678	0,555	0,308
Úkon č.7	3,347	0,380	0,145
Úkon č.8	3,345	0,401	0,161
Úkon č.9	3,418	0,422	0,178
Úkon č.10 (1/2 pohybu)	3,413	0,366	0,134

Na následujícím Obr. 3.8 je graf doby trvání vytipovaných úkonů manipulace v závislosti na hmotnosti probanda.



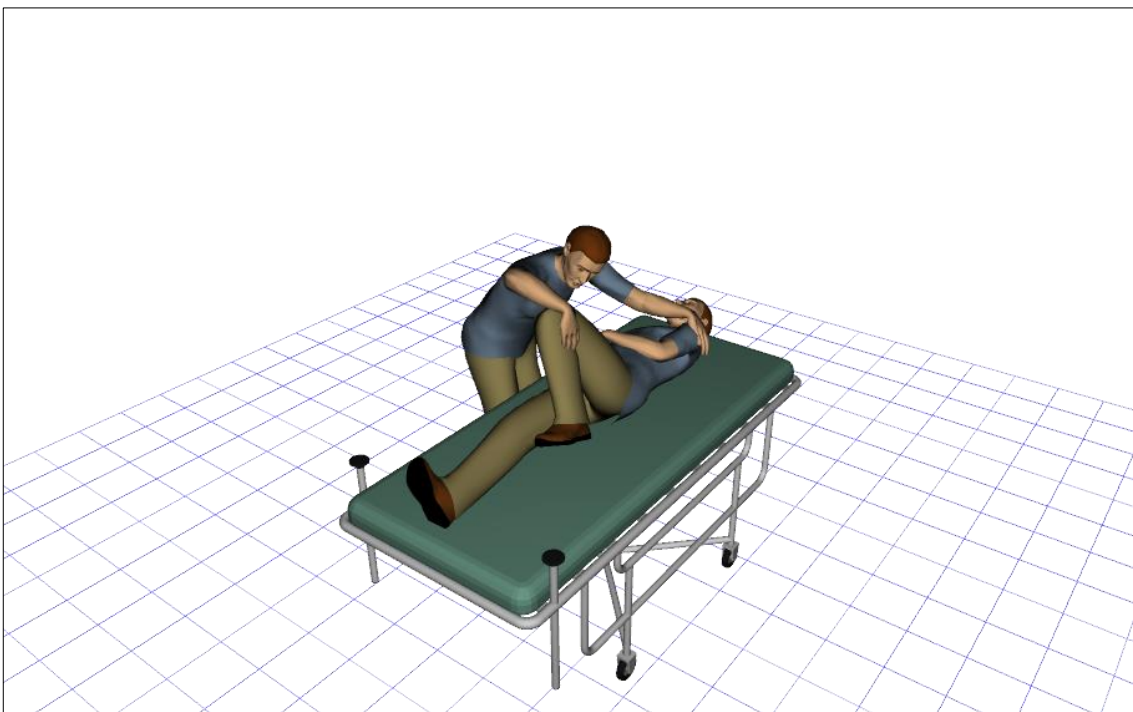
Obr. 3.8: Doby trvání vytipovaných úkonů manipulace v závislosti na hmotnosti proband

3.2 Výsledky ergonomických analýz

V této kapitole jsou shrnuty výsledky ergonomických analýz, které byly provedeny v ergonomickém programu Tecnomatix JACK. Na Obr. 3.9 a 3.10 jsou zobrazeny simulace pracovních činností dvou vytipovaných úkonů manipulace s pacientem.

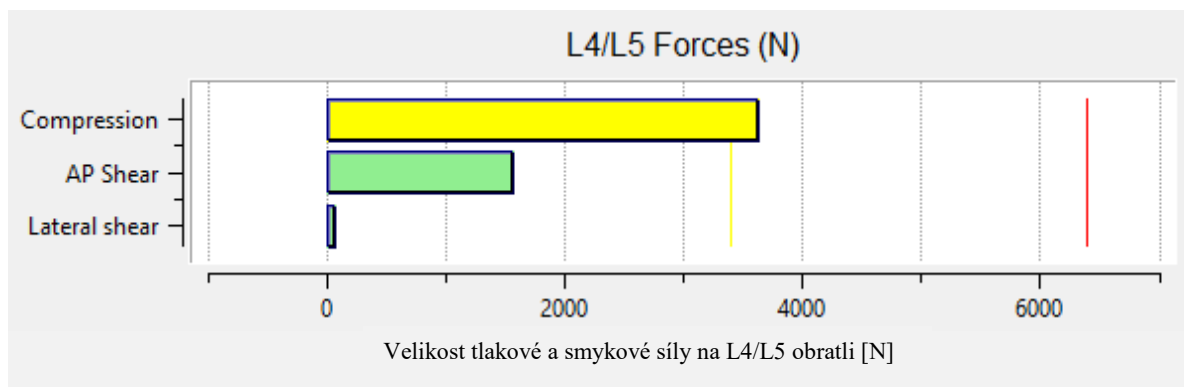


Obr. 3.9: Simulace pracovního úkonu manipulace s trupem (horní část)

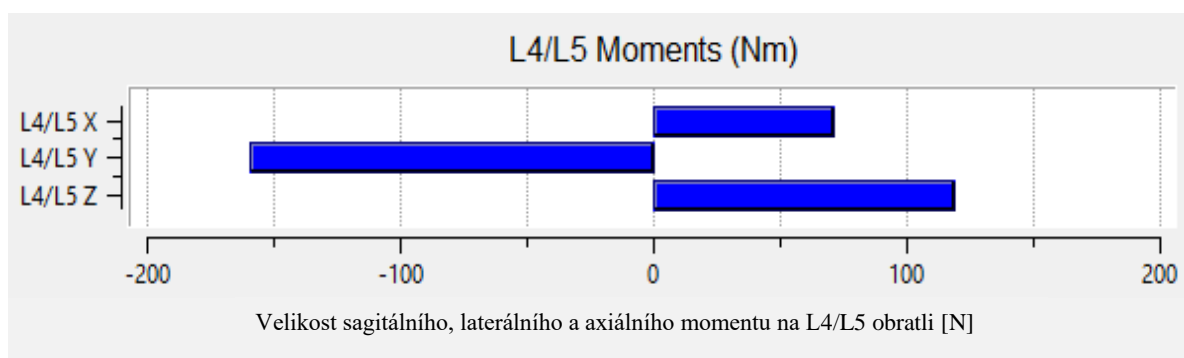


Obr. 3.10: Simulace pracovního úkonu přetočení na bok

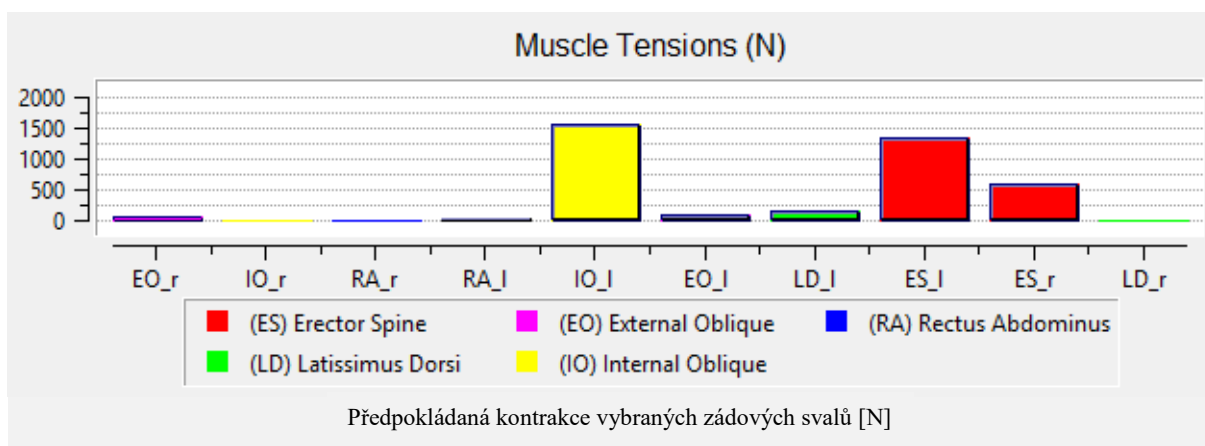
Na následujících Obr. 3.11, 3.12 a 3.13 jsou zobrazeny výsledky ergonomické analýzy LBA (Lower Back Analysis) úkonu manipulace s trupem (horní část) pro úhel manipulace 45° pro probanda o hmotnosti 74 kg.



Obr. 3.11: Vyhodnocení působící tlakové a smykové síly na L4/L5 obratli

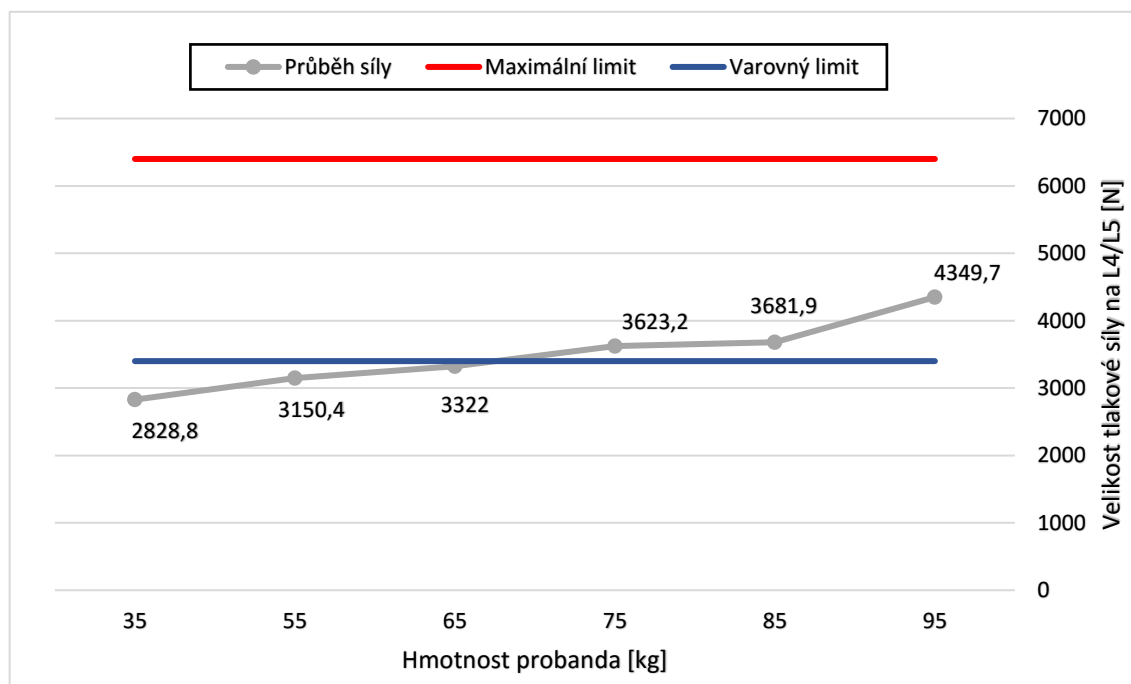


Obr. 3.12: Vyhodnocení působících momentů na L4/L5 obratli

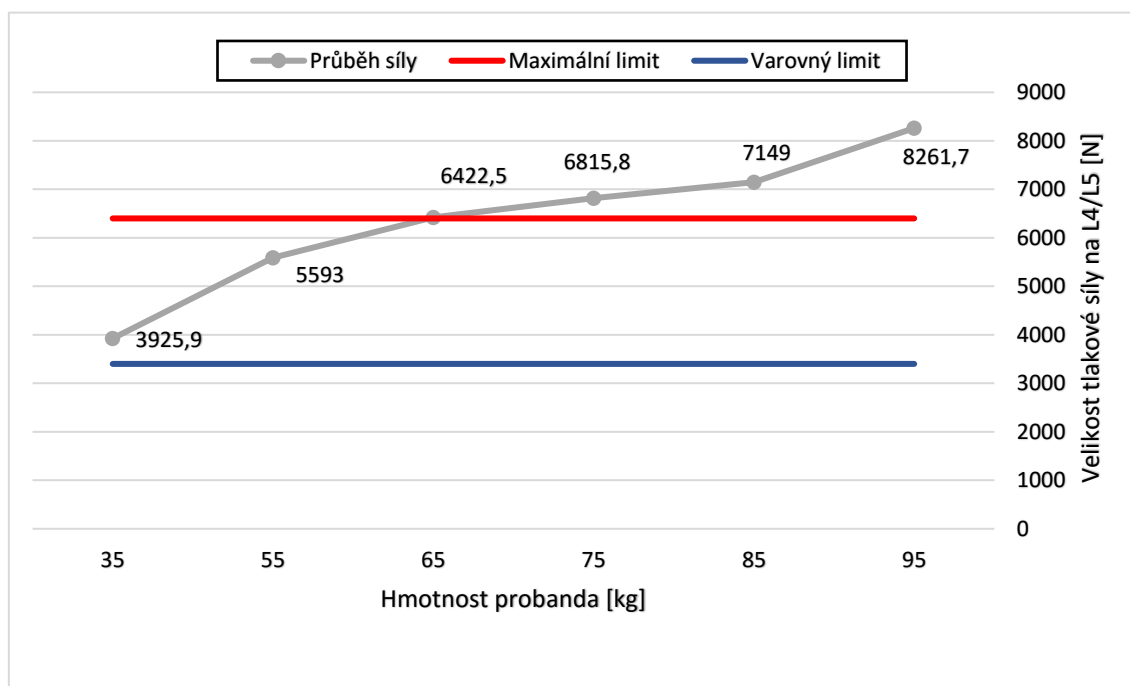


Obr. 3.13: Vzniklé kontrakce ve vybraných zádových svalech

Na následujících Obr. 3.14 a 3.15 je grafické znázornění průběhu velikosti tlakových sil na L4/L5 obratli pro úkony manipulace s trupem v jeho horní i spodní části v závislosti na hmotnosti probanda.

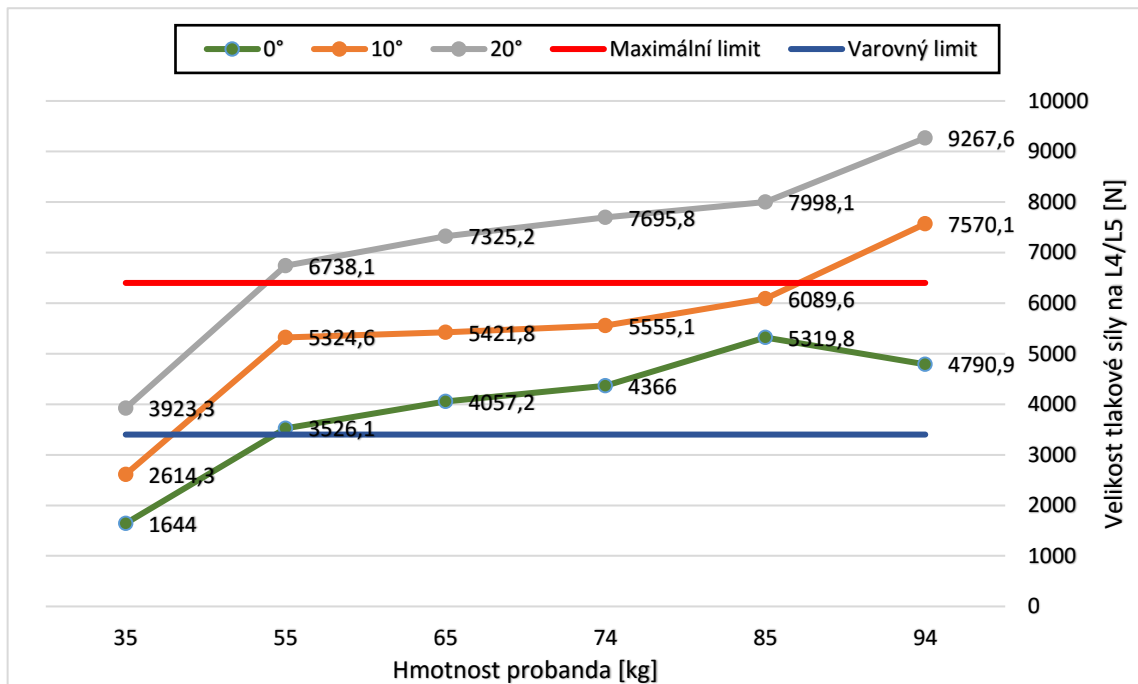


Obr. 3.14: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace s trupem (horní část)

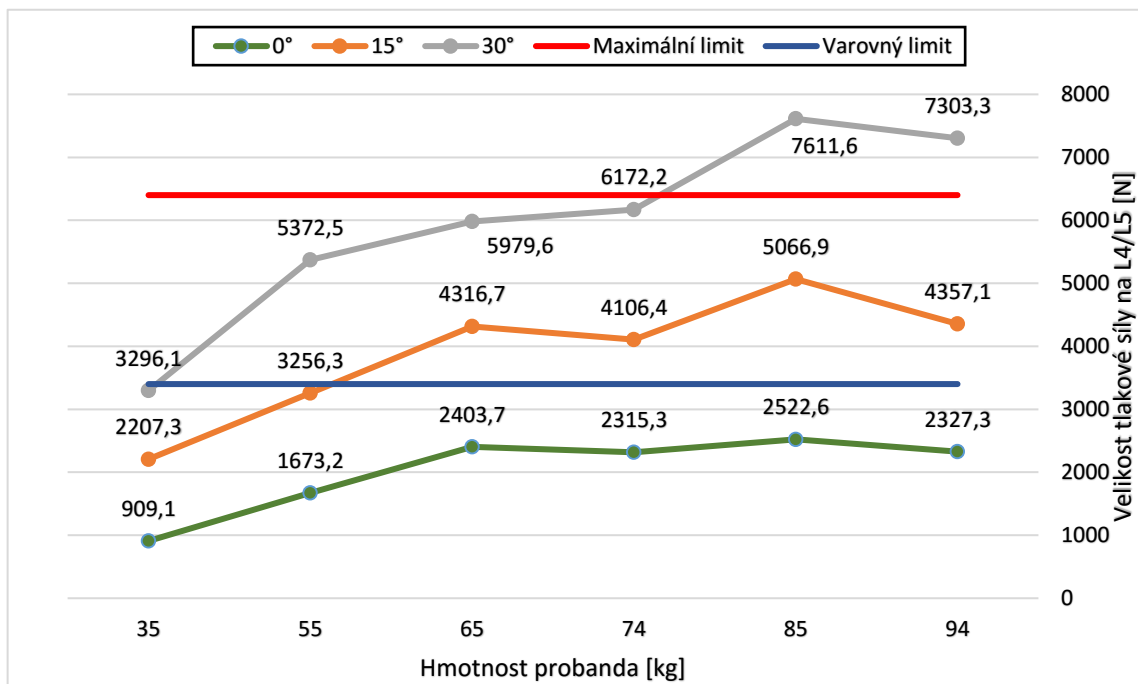


Obr. 3.15: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace s trupem (spodní část)

Na následujících Obr. 3.16 a 3.17 je grafické znázornění průběhu velikosti tlakových sil na L4/L5 obratli pro úkony manipulace pomocí polohovacího prostěradla v oblasti beder a ramen v závislosti na různých úhlech manipulace a hmotnosti probanda.

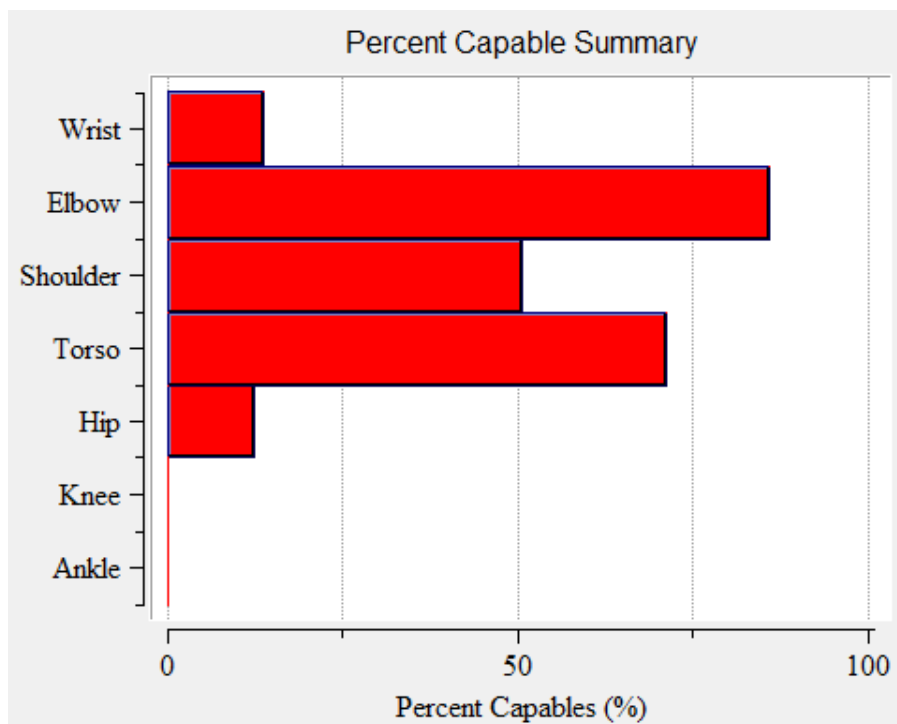


Obr. 3.16: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla v oblasti beder

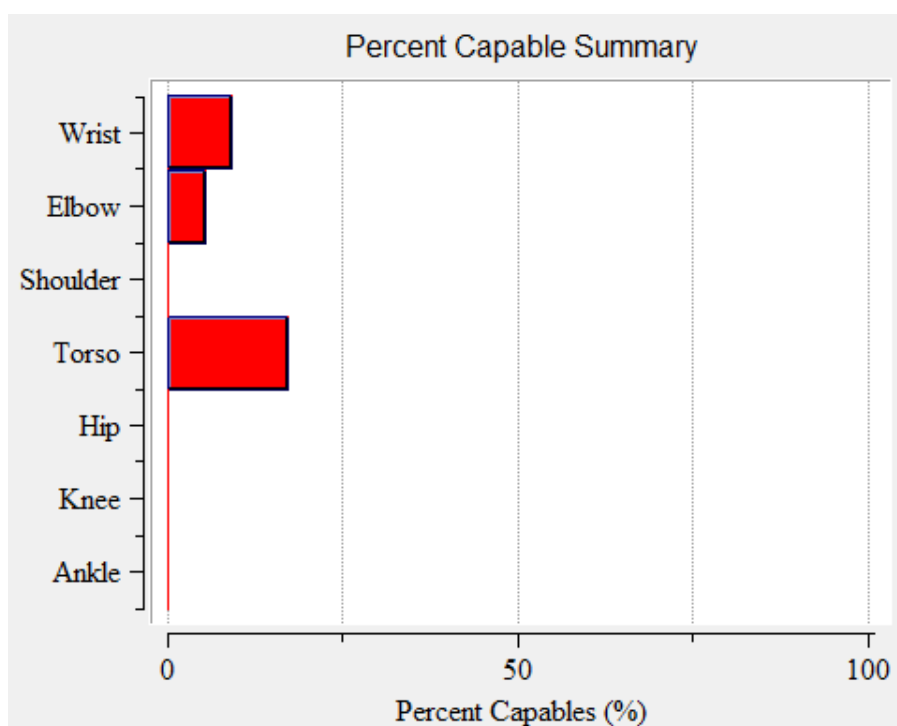


Obr. 3.17: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla v oblasti ramen

Na následujících Obr. 3.18 a 3.19 jsou zobrazeny výsledky ergonomické analýzy SSP (Static Strength Prediction) pro úkon manipulace s trupem (horní část) pro úhel manipulace 45° pro probanda o hmotnosti 74 kg pro pracovníka mužského a ženského pohlaví.



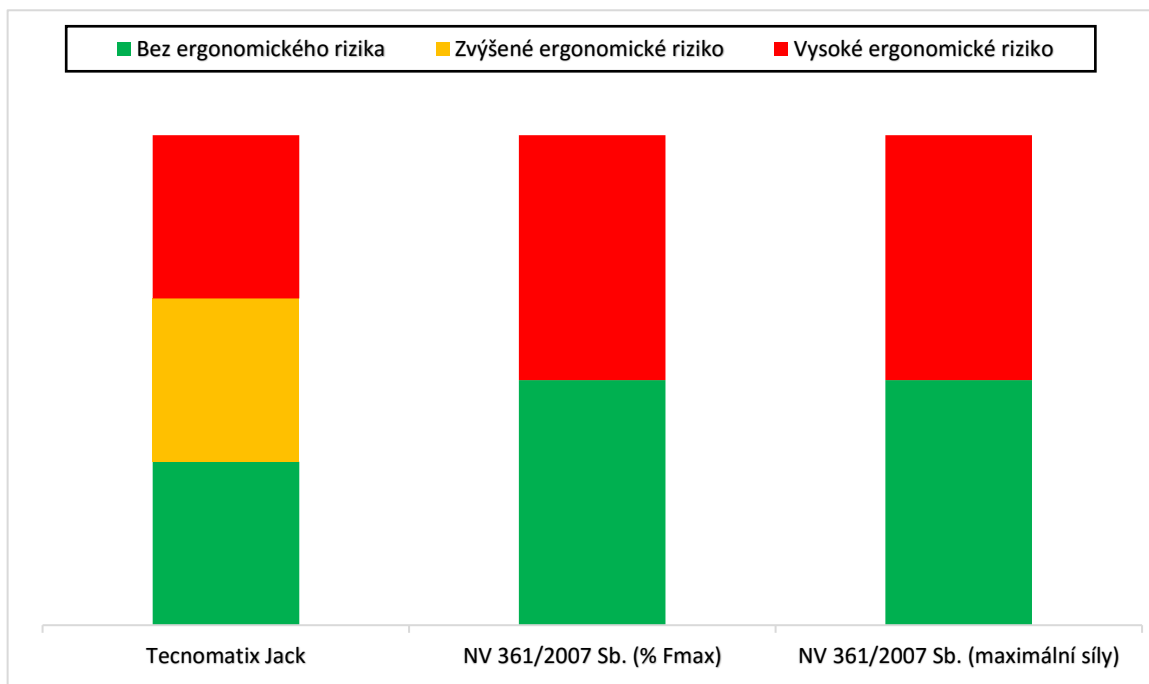
Obr. 3.18: Výsledek ergonomické analýzy SSP pro 50 percentilového muže



Obr. 3.19: Výsledek ergonomické analýzy SSP pro 50 percentilovou ženu

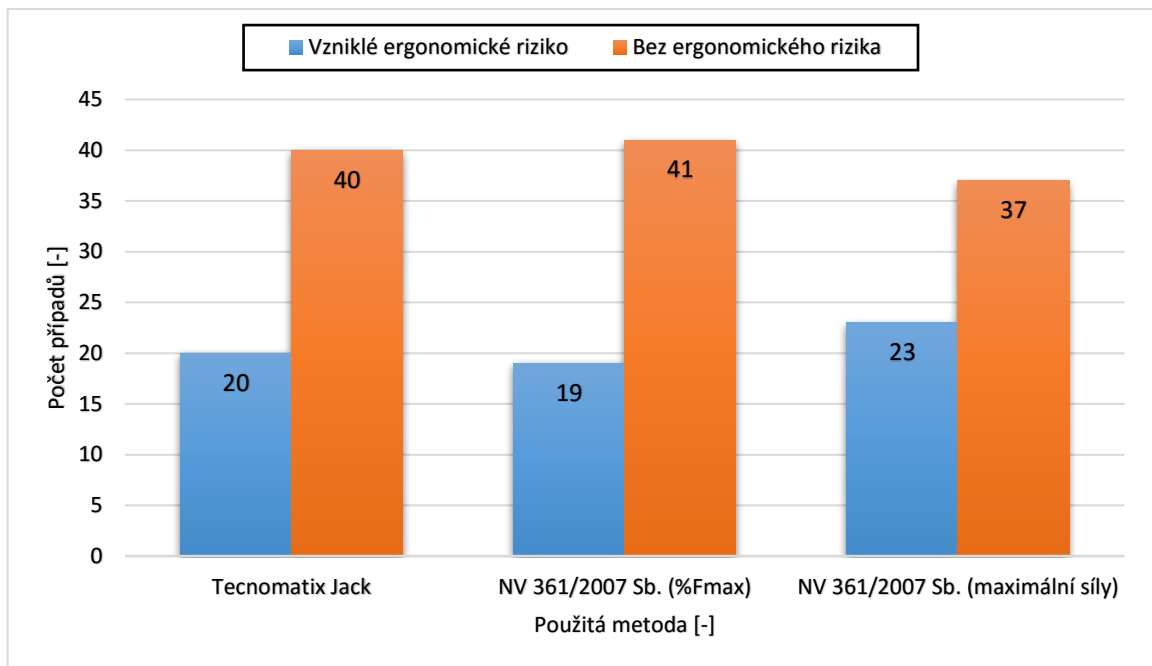
3.3 Výsledky srovnání metod hodnocení ergonomických rizik

V této kapitole jsou výsledky srovnání současné metody hodnocení ergonomických rizik založené na porovnání zjištěných hodnot fyzické zátěže s jejich hygienickými limity vyplývající z NV 361/2007 Sb. s alternativní metodou Tecnomatix JACK. Z následujícího Obr. 3.20 je patrné, že Tecnomatix JACK má více úrovní rozhodování než současná metoda založená na NV 361/2007 Sb., a při výsledném hodnocení má podstatně vyšší rozlišovací schopnost z hlediska detekovaných ergonomických rizik.



Obr. 3.20: Srovnání principu obou metod hodnocení ergonomických rizik

Na následujícím Obr. 3.21 je zobrazeno vyhodnocení ergonomických rizik vzniklých během provádění vybraných úkonů manipulace pro vybrané probandy pomocí obou výše uvedených metod hodnocení ergonomických rizik.



Obr. 3.21: Vyhodnocení veškerých úkonů manipulace pomocí uvedených metod hodnocení

Na následujícím Obr. 3.22 je zobrazen výsledek Pearsonova testu dobré shody o nezávislosti použité metody hodnocení ergonomických rizik a výsledku ergonomické analýzy.

H_0 : Výsledek ergonomické analýzy nezávisí na použité metodě
 H_1 : Výsledek ergonomické analýzy závisí na použité metodě

1) Tecnomatix JACK x NV 361/2007 Sb. (% Fmax):
 $\chi^2 = 0,845$

2) Tecnomatix JACK x NV 361/2007 Sb. (maximální síly)
 $\chi^2 = 0,568$

Kritická hodnota testu pro $\alpha = 0,05$ $\chi^2_{(0,95;v=1)} = 3,84$

Na základě toho, že vypočtená $\chi^2 < \text{kritická } \chi^2 \rightarrow \text{nelze zamítnout } H_0$

Obr. 3.22: Výsledek Pearsonova testu dobré shody

4 Diskuze

Hlavním výsledkem této diplomové práce je, že mezi současnou metodou hodnocení ergonomických rizik vyplývající z porovnávání zjištěných hodnot rizikových faktorů s jejich hygienickými limity, které vyplývají z nařízení vlády č. 361/2007 Sb., a navrhovanou metodou založenou na ergonomickém programu Tecnomatix JACK není statisticky významný rozdíl. Obě metody poskytují stejné hodnoty vznikajících ergonomických rizik. Dalším výsledkem této diplomové práce je, že mezi stanovením sil při manipulaci s imobilními nebo částečně mobilními pacienty pomocí digitálního tenzometru a pomocí biomechanického výpočtu je vzájemná závislost. Na základě tohoto zjištění je tedy možné nahradit stanovení manipulačních sil pomocí digitálního tenzometru zjednodušeným biomechanickým výpočtem vycházejícím z hmotnosti a úhlu manipulované části těla.

4.1 Diskuze srovnání metod hodnocení ergonomických rizik

Vyhodnocení ergonomických rizik veškerých úkonů manipulace bylo provedeno jednak pomocí současné metody hodnocení ergonomických rizik, která je založena na porovnání zjištěných hodnot rizikových faktorů s jejich hygienickými limity definovanými nařízením vlády č. 361/2007 Sb., a současně také v ergonomickém programu Tecnomatix JACK. Výsledky tohoto vyhodnocení, které jsou graficky zobrazeny na Obr. 3.21, se shodují v rámci detekce vysokého ergonomického rizika. Toto je důsledek toho, že ergonomické analýzy hodnotí tři stupně ergonomického rizika: nulové, zvýšené a vysoké. Naproti tomu současná metoda vychází z hygienických limitů, které jsou stanoveny v nařízení vlády č. 361/2007 Sb., tudíž výsledkem je buď překročení nebo nepřekročení daného hygienického limitu. Pro stanovení ergonomických rizik pomocí této metody byly hodnoceny rizikové faktory lokální svalové zátěže (% Fmax) a maximální přípustné hmotnosti manipulovaného břemene. Srovnání principu obou metod hodnocení ergonomických rizik je zobrazeno na Obr. 3.20. Zde považuji za zásadní rozdíl mezi oběma metodami skutečnost, že program JACK má více úrovní rozhodování než současná metoda hodnocení ergonomických rizik, tudíž má při výsledném hodnocení podstatně vyšší citlivost z hlediska detekce ergonomických rizik.

Některé výsledky ergonomických rizik stanovených pomocí metody % Fmax vykazují příznivější výsledek ve srovnání s výsledky ergonomických analýz. Toto je důsledek toho, že metoda stanovení % Fmax je omezena pouze na hodnoceného jedince. Pokud je hodnocen silný jedinec, jeho výsledná lokální svalová zátěž bude podstatně menší, než pokud by byl hodnocen slabší jedinec. Naproti tomu u ergonomických analýz je vždy hodnocena vybraná část populace, nejčastěji pak 50 percentil populace, a tím pádem tyto analýzy podstatně lépe vypovídají o chování celé pracovní populace, a ne pouze vybraného jedince. Pro některé úkony pro probandy s vyšší, než průměrnou hmotností vyšly hodnoty maximální lokální svalové zátěže vyšší než 100 %, což mohlo být způsobeno pohybem měřicích elektrod během pohybu horní končetiny do pronační a supinační polohy a následnou detekcí signálu z nesprávných svalových skupin nebo nedostatečným kontaktem měřicích elektrod s pokožkou při vyvíjení submaximálních sil nutných k provedení úkonu manipulace. Toto mohl být důsledek již zmiňovaných změn pronační a supinační poloh horní končetiny během vykonávání úkonů manipulace nebo působení potu, který způsobil menší kontakt měřicí elektrody s pokožkou.

Velkou výhodou použití ergonomických analýz obsažených v programu JACK je možnost provedení jak statických, tak i dynamických simulací pracovní činnosti. U statické simulace pracovní činnosti není obecně nutné simulovat celý pohyb. Naproti tomu u dynamické simulace se vytváří kompletní animace pracovního úkonu. Tuto animaci lze vytvořit pomocí simulačních nástrojů přímo v prostředí JACKa nebo ji sejmut z pohybu skutečného pracovníka pomocí nástrojů virtuální reality. Jelikož se v tomto případě síla nutná k provedení úkonu manipulace měnila spolu s rostoucím úhlem manipulace, nebylo možné provést dynamickou simulaci vybraných pracovních úkonů manipulace s pacientem pomocí systému VICON. Tento systém má obecně jiné využití, kdy se používá především k laboratornímu vyšetření chůze. Rovněž je tento systém vázán na danou lokalitu (laboratoř) ve které je nainstalován a nelze ho přenášet. Také jeho vysoká cena podstatně limituje jeho použití v reálných podmínkách. Z výše uvedených důvodů nebylo vhodné tento systém zahrnovat do porovnání metod hodnocení ergonomických rizik. Z tohoto důvodu byl pohyb rozdělen do sekvence tří statických poloh a pro každou polohu byla vytvořena 3 D simulace pracovní činnosti spolu se zahrnutím konkrétní působící síly a každá poloha byla vyhodnocena pomocí vybraných ergonomických analýz. Byly vybrány dvě ergonomické analýzy, analýzy LBA (Lower Back Analysis) a SSP (Static Strength Prediction).

Podstata ergonomické analýzy LBA spočívá ve vyhodnocení míry nebezpečí poranění zad porovnáním vypočtených sil s limitními silami dle navrhovaných doporučení NIOSH. Jako rizikové činnosti z hlediska nebezpečí poranění zad vyšly činnosti manipulace s trupem, především pak v jeho spodní části. U tohoto úkonu dochází k překročení maximální limitní hodnoty 6400 N již pro probanda vážícího 65 kg, viz Obr. 3.15. Pro probandy o hmotnosti 35 a 55 kg dochází při manipulaci k překročení varovné limitní hodnoty 3400 N. U manipulace s trupem v jeho horní části nedochází k překročení maximální limitní hodnoty 6400 N ani pro probanda vážícího 94 kg, viz Obr. 3.14. Tudíž tento úkon manipulace je možné za dodržení některých podmínek provádět. Pro manipulaci s trupem pomocí manipulačního prostěradla jak v jeho spodní, tak v jeho horní části jsou výsledné hodnoty poněkud vyšší než pro úkon manipulace s trupem bez jakýchkoliv manipulačních pomůcek. To je způsobeno tím, že během manipulace s probandem pomocí manipulačního prostěradla dochází k manipulaci větší části lidského těla, než jak je tomu u manipulace bez manipulačních pomůcek. Nicméně výhodou těchto manipulačních pomůcek, jakou je i manipulační prostěradlo, je ohleduplnější manipulace s pacientem, se kterým by nebylo možné z důvodu poranění či proleženin manipulovat, ale také možnost zapojení více členů zdravotnického personálu během provádění úkonu manipulace a tím podstatně snížit ergonomické riziko vyplývající z této činnosti. Druhou analýzou, která byla použita k ergonomické analýze úkonů manipulace s pacientem, byla ergonomická analýza SSP. Tato analýza rovněž vychází z požadavků NIOSH nebo ji lze upravit dle ergonomických standardů firmy. Analýza byla provedena opět pro všechny úkony manipulace s pacientem jak pro mužský, tak i pro ženský zdravotnický personál. Výsledky analýz pro obě pohlaví vykazují značný rozdíl mezi oběma pohlavími. To je především způsobeno tím, že fyzická síla žen je přibližně o třetinu menší než fyzická síla mužů. Dalším důvodem rozdílných hodnot je rozdílná velikost postavy muže a ženy. Toto je jednak důsledek toho, že větší muž se musí více či méně sklonit do jiných úhlů než menší žena, má v porovnání s menší ženou větší dosah, ale také důsledek různé váhy těla, kdy zatížení od horní části trupu u většího muže je o něco větší než zatížení u menší ženy s lehkými končetinami. Jelikož jsou silové schopnosti v SSP vztahovány k průměrné síle v populaci, může analýza vycházet příznivě pro model malé 5 percentilní ženy, ale ve skutečnosti může být situace podhodnocená a pro větší osoby již může vycházet nepříznivě. Z tohoto důvodu je velmi důležitý výběr velikosti hodnocené populace. Z tohoto důvodu jsem se rozhodl vybrané úkony manipulace s pacientem analyzovat pro 50 percentilovou ženu a muže.

Z výše uvedených důvodů se mi jeví přístup založený na hodnocení ergonomických rizik pomocí ergonomických analýz obsažených v nástrojích digitální továrny jako lepší metoda v prevenci vzniku muskuloskeletálních onemocnění v oblasti zdravotní a sociální péče. Tato metoda nás v porovnání s ostatními metodami hodnocení ergonomických rizik informuje nejen o vzniku ergonomického rizika, ale také o tom, jak velké je toto ergonomické riziko, což považuji za zásadní výhodu oproti současným metodám hodnocení ergonomických rizik. Zároveň tato metoda obsahuje doporučení konkrétního návrhu úpravy pracovního prostředí či pracovní činnosti s cílem eliminovat vzniklé ergonomické riziko. V poslední řadě jsou silové schopnosti v ergonomických analýzách vztahovány k průměrné síle v populaci, tudíž nám tyto analýzy hodnotí vybranou část celé populace, a ne pouze vybraného jedince jako je tomu u současné metody hodnotící lokální svalovou zátěž vybraných svalových skupin.

Použití ergonomických nástrojů digitální továrny v oblasti zdravotní a sociální péče s sebou přináší spoustu výhod. Tyto ergonomické nástroje nám umožňují provedení různých ergonomických a bezpečnostních analýz, jejichž výsledky nám pomohou odhalit ergonomická rizika a efektivně navrhnout možné úpravy jak pracovního prostředí, tak i samotného pracovního postupu s cílem tato vzniklá ergonomická rizika eliminovat a předejít tak pozdějším zdravotním komplikacím v podobě muskuloskeletálních onemocnění. Ačkoliv tyto ergonomické nástroje hodnotí mnoho parametrů pracovního prostředí, parametry, jakými jsou teplo, vlhko, osvětlení, hluk, proudění vzduchu, vystavení chemickým látkám a různým druhům záření, ale i stres neřeší. Tyto parametry ale značně ovlivňují celkovou pohodu pracovníka a je proto velmi důležité spolu s výsledky ergonomických analýz sledovat také tyto parametry pracovního prostředí.

4.2 Diskuze vyhodnocení stanovení manipulačních sil

Tato diplomová práce si za svůj cíl také kladla vyhodnotit vzájemnou závislost mezi současným způsobem stanovení manipulačních sil pomocí digitálního tenzometru a alternativním způsobem stanovení manipulačních sil pomocí biomechanického výpočtu vycházejícího z hmotnosti manipulované části těla. Z výsledků experimentálního ověření obou způsobů stanovení manipulačních sil lze konstatovat, že za předpokladu zanedbání

svalového účinku během manipulace dávají oba způsoby téměř identické výsledky. Výsledky experimentálního ověření obou způsobů jsou zobrazeny na Obr. 3.1. a 3.2.

Již grafické průběhy manipulačních sil, které jsou zobrazeny na Obr. 3.3.-3.6., ukazují na vzájemnou závislost mezi oběma způsoby stanovení manipulačních sil. Průběh manipulačních sil stanovených pomocí digitálního tenzometru vykazuje rostoucí charakter pro rostoucí úhel manipulace. To je způsobeno především odporem svalové tkáně manipulované části lidského těla, který roste spolu s rostoucím úhlem manipulace. Nicméně pro malé úhly manipulace lze pozorovat zcela opačný jev, kdy svalová tkáň působí ve směru pohybu manipulace a hodnoty manipulačních sil jsou podstatně menší než pro segmentový model části lidského těla. Z grafických průběhů sil je patrné, že poměr svalové a tukové tkáně nemá zásadní vliv na průběh manipulačních sil. Nicméně je nutné podotknout, že měření bylo provedeno na zdravých probandech za předpokladu nulové asistence během provádění úkonů manipulace. Dá se předpokládat, že pro imobilní pacienty by výsledky manipulačních sil byly zřejmě odlišné z důvodu dlouhodobé nehybnosti a následného svalového úbytku. Průběh manipulačních sil získaných pomocí biomechanického výpočtu vykazuje zcela opačný charakter ve srovnání s průběhem manipulačních sil stanovených pomocí digitálního tenzometru. Důvodem je zanedbání svalového účinku manipulované části lidského těla. Pro tento způsob stanovení manipulačních sil byla část lidského těla uvažována jako jednozvrtná páka. Tudíž maximální hodnota manipulační síly je na počátku pohybu, a s rostoucím úhlem manipulace klesá. Tato závislost byla potvrzena pomocí regresní analýzy z jejíž výsledků je patrné, že mezi oběma způsoby stanovení manipulačních sil je vzájemná závislost, kterou lze velmi dobře popsat pomocí polynomiální funkce.

Stanovení manipulačních sil pomocí biomechanického výpočtu ze znalosti koeficientů regresní rovnice je sice možné, ale tyto regresní rovnice slouží pouze pro přepočítání mezi vypočtenými a naměřenými silami a jsou pro každého probanda identické. Tudíž by pro tento případ bylo nutné stanovit regresní koeficienty pro každého probanda zvlášť a rovněž by bylo nutné znát vypočtené síly pro veškeré úhly manipulace. Tento postup proto není z výše uvedených důvodů vhodný pro využití v praxi, neboť by bylo časově náročné stanovit požadované manipulační síly. Pro stanovení sil pomocí biomechanického výpočtu jsem se rozhodl využít procentuální hodnoty, které byly získány porovnáním výsledků obou metod stanovení z jejich vzájemné závislosti. Pro každý úkon byl stanoven procentuální koeficient, který slouží k přepočtu manipulační síly pro úhel manipulace 0° . Rovněž byly stanoveny procentuální koeficienty

reprezentující narůstající odpor svalové tkáně s rostoucím úhlem manipulace pro veškeré úkony manipulace.

Výsledek vyhodnocení doby trvání k provedení daných úkonů manipulace je zobrazen na Obr. 3.8. Z výsledného grafu je patrné, že hmotnost manipulované části lidského těla nemá podstatný vliv na dobu trvání manipulace. Doba manipulace je z větší části závislá jednak na daném úkonu manipulace, ale především na zkušenosti zdravotnického personálu provádějícího daný úkon a na vybavení pracoviště různými manipulačními pomůckami a manipulátory. Tyto manipulátory či manipulační pomůcky mohou dobu manipulace, jak zkracovat, tak i prodlužovat, nicméně podstatně snižují ergonomická rizika vznikající při manipulaci s těžkými břemeny a pacienty. Z tohoto důvodu není důležitá vlastní rychlost manipulace, ale především to, aby byla manipulace prováděna tak, aby se minimalizovalo ergonomické riziko vznikající při této činnosti.

5 Závěr

Oblast zdravotní a sociální péče se řadí mezi jednu z nejrizikovějších oblastí z hlediska celkového počtu nemocí z povolání, které jsou důsledkem působení řady rizikových faktorů rizikových podmínek. Tato práce si za cíl kladla ve spolupráci s Centrem pracovního lékařství Státního ústavu v Praze vyhodnotit novou metodu hodnocení ergonomických a bezpečnostních rizik založenou na ergonomických programech obsažených v systémech digitální továrny s cílem snížit výskyt nemocí z povolání v oblasti zdravotní a sociální péče. Pro ověření byly vybrány úkony manipulace s pacientem, které byly jednak vyhodnoceny pomocí současné metody vyplývající z nařízení vlády č. 361/2007 Sb., ale také pomocí ergonomického programu Tecnomatix JACK. Na základě skutečnosti, že se manipulační síly s rostoucím úhlem mění, nebylo možné vytvořit dynamickou analýzu vybraných úkonů manipulace pomocí systému VICON a nebylo tedy možné zahrnout tento systém do porovnání výše uvedených metod. Nicméně toto porovnání nebylo pro účely této práce podstatné, neboť systém VICON má především jiné využití a jeho použití v reálných podmínkách je navíc značně limitováno jeho vysokou pořizovací cenou a nemožností jeho přenosu.

Bylo prokázáno, že obě tyto metody dávají shodné výsledky nebezpečných ergonomických rizik, a navíc program Tecnomatix JACK, který má více úrovní rozhodování ve srovnání se současnou metodou, má při výsledném hodnocení podstatně vyšší rozlišovací schopnost z hlediska detekovaných ergonomických rizik. Z tohoto důvodu je možné nahradit současné metody hodnocení ergonomických rizik metodou založenou na ergonomických programech. Jako součást této diplomové práce byly rovněž vyhodnoceny dva způsoby stanovení sil nutných k provedení úkonů manipulace s pacientem. Experimentálním ověřením bylo prokázáno, že mezi současnou metodou stanovení sil pomocí digitálního tenzometru a alternativní metodou založenou na biomechanickém výpočtu je vzájemná statistická závislost a je možné metodu založenou na digitálním tenzometru nahradit zjednodušeným biomechanickým výpočtem.

V květnu 2017 jsem prezentoval výsledky mé diplomové práce na studentské konferenci POSTER 2017, která se konala na ČVUT FEL v Praze.

Seznam použité literatury

- [1] Risk assessment — roles and responsibilities. *European Agency for Safety and Health at Work* [online]. 2008 [cit. 2017-05-10]. ISSN ISSN 1681-2123. Dostupné z: <http://www.impact.ie/wp-content/uploads/2015/07/Fact-Sheet-80-Risk-Asst.pdf>
- [2] Zákoník práce. *Portál veřejné správy* [online]. Praha: Ministerstvo vnitra, 2017 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://portal.gov.cz/app/zakony>
- [3] *BOZP: Bezpečnost práce* [online]. Praha: BOZP Zeman.cz, 2011 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.bozpzeman.cz/bozp.htm>
- [4] Evropská cesta BOZP. In: *HESA* [online]. Brusel: ETUI-REHS, Oddělení BOZP, 2011 [cit. 2017-05-10]. ISBN 2-87452-011-X. Dostupné z: <http://hesa.etui-rehs.org>
- [5] 31989L0391. In: Lucemburk: Rada evropských společenství, 1989, ročník 1989, číslo 183.
- [6] NEUGEBAUER, Tomáš. Metody vyhodnocení rizik při práci. In: *BOZP info* [online]. Praha: Časopis JOSRA, 2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.bozpinfo.cz/metody-vyhodnoceni-rizik-pri-praci>
- [7] *SZÚ* [online]. Praha: Státní zdravotní ústav, 2017 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.szu.cz/>
- [8] OSH in figures: Work-related musculoskeletal disorders in the EU — Facts and figures. In: *European Agency for Safety and Health at Work* [online]. Lucemburk: Publications Office of the European Union, 2010, 3–177 [cit. 2017-05-10]. DOI: 10.2802/10952. ISBN 978-92-9191-261-2. ISSN 1830-5946. Dostupné z: <https://osha.europa.eu/en/tools-and-publications/publications/reports/TERO09009ENC>
- [9] VAN DER BROEK, Karla. Prevention strategies for MSDs in the healthcare sector. In: *OSHWiki* [online]. Belgie: OSHwiki, 2015 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: https://oshwiki.eu/wiki/Prevention_strategies_for_MSDs_in_the_healthcare_sector#cite_note-6
- [10] Nemoci z povolání v České republice. In: *Hlášení a odhlášení - 2015* [online]. Praha: Státní zdravotní ústav, 2016, 6-99 [cit. 2017-05-10]. ISSN 1804-5960. Dostupné z: http://www.szu.cz/uploads/NZP/Hlaseni_a_odhlaseni_2015.pdf
- [11] BOZP, stres na pracovišti a jeho specifika v odvětví zdravotnictví. In: *Aspectio Research* [online]. Praha: ASPECTIO, 2011, 1–88 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: bidi.monitorovani.eu
- [12] VALEČKOVÁ, Alena. Muskuloskeletální onemocnění. In: *BOZPprofi* [online]. Praha: BOZPprofi.cz, 2010 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://www.bozpprofi.cz/muskuloskeletalni-onemocneni>
- [13] *Snižování zdravotních rizik ze životního a pracovního prostředí na období 2015–2020*. Praha, 2015. Dostupné z: <http://www.mzcr.cz>

- [14] ŠMEHILOVÁ, Agáta. Znovu břemena – problém trvá a prohlubuje se. In: *Odborový svaz zdravotnictví a sociální péče ČR* [online]. Praha: Odborový svaz zdravotnictví a sociální péče ČR, 2015 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://osz.cmkos.cz/cz/clanky/7-12-2015-znovu-bremena.aspx>
- [15] *Postupy manipulace s pacienty umožňující předcházet vzniku MSD u pracovníků ve zdravotnictví*. Lucemburk, 2010. Dostupné z: <https://osha.europa.eu/cs/tools-and-publications/publications/e-facts/efact28>
- [16] BOHATOVÁ, Kateřina. *Tvorba aplikace pro hodnocení pracovišť pomocí ergonomických analýz*. Plzeň, 2012. Diplomová práce. Západočeská univerzita, Fakulta strojní. Vedoucí práce doc. Ing. Michal Šimon, Ph.D.
- [17] HLÁVKOVÁ, Jana a Ludmila BEČVÁŘOVÁ. *Hodnocení rizik ve zdravotnictví – kategorizace prací a informace o novém projektu*. Praha, 2011. Dostupné z: www.szu.cz/uploads/Hlavkova.pdf
- [18] HLÁVKOVÁ, Jana. *Problematika aplikace ergonomie v českých průmyslových podnicích*. Praha, 2010. Dostupné z: http://www.plm.automation.siemens.com/cz_cz/Images/Mudr_Jana_Hlavkova_tcm841-117289.pdf
- [19] HLÁVKOVÁ, Jana. *Ergonomické checklisty*. Praha, 2008. Dostupné z: www.szu.cz/uploads/documents/cpl/Materily..2008/20_Hlavkova_check_listy.pdf
- [20] LEHOCKÁ, Hana a Vladimíra STRAKOVÁ. *Zkušenosti s využitím ergonomických CHECKLISTŮ při hodnocení rizikovosti práce*. Praha, 2009. Dostupné z: www.szu.cz/./cpl/./BenDen_Lehocka_Strakova_vyuziti_CHECKLISTU_09.pdf
- [21] BAUMRUK, Martin. *Tecnomatix JACK 7.0: Software pro ergonomii v praxi*. Praha, 2010. Dostupné z: http://www.plm.automation.siemens.com/cz_cz/Images/Tecnomatix_JACK_7_tcm841-117308.pdf
- [22] KOUBKOVÁ, Veronika. *Výskyt bolestí zad v souvislosti s výkonem zdravotnického povolání*. České Budějovice, 2007. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita, Fakulta zdravotně sociální. Vedoucí práce Mgr. Alena Machová.
- [23] TOUŠOVÁ, Eva. *Možnosti využití moderních ergonomických měřidel*. Plzeň, 2012. Diplomová práce. Západočeská univerzita, Fakulta strojní. Vedoucí práce doc. Ing. Michal Šimon, Ph.D.
- [24] ČESKÁ REPUBLIKA. *Narizení vlády, kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci*. In: Praha: Vláda ČR, 2007, ročník 2007, číslo 361. Dostupné z: <http://www.zakonyprolidi.cz/cs/2007-361>
- [25] CHYTIL, Jan. *Metody měření poměrného přetvoření na konstrukci*. Brno, 2012. Bakalářská práce. Vysoké učení technické, Fakulta Stavební. Vedoucí práce Ing. Petr Daněk, Ph.D.

- [26] VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA. *Měření síly pomocí tenzometrů zapojených do můstku*. Ostrava, 2006. Dostupné z: http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/Bakalarske/STB/3_LU_tenzometry.pdf
- [27] VLK, Miloš, Lubomír HOUFEK, Pavel HLAVOŇ et al. *Experimentální mechanika*. Brno, 2003. Dostupné z: http://ean2011.fme.vutbr.cz/img/fckeditor/file/opory/Experimentalni_mechanika.pdf
- [28] Způsob záznamu. *Michal Janeček* [online]. Michal Janeček, 2012 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://michal-janecek.webnode.cz/neco-z-teorie/zpusob-zaznamu/>
- [29] BEŇAČKA, David. *Hodnocení posturální stability pomocí kinematické analýzy u pacientů s výhřezem meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1*. Olomouc, 2011. Diplomová práce. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
- [30] Weight, volume and center of mass of segments of the human body. In: *Human body properties database* [online]. Japonsko: National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), 2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://www.dh.aist.go.jp/database/properties/segment/e-k-01.html>
- [31] Biomechanika - studijní materiály. In: *Západočeská univerzita* [online]. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/mechsteziste.php>
- [32] Geometrie hmotností lidského těla. *Univerzita Karlova* [online]. Praha: Univerzita Karlova, 2015 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-1376.html>
- [33] KOPEČNÝ, Jan. *Základy fyziky*. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2008. Dostupné z: http://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Zaklady_fyziky/Modul1.pdf
- [34] BAUMRUK, Martin. Digitální továrna a ergonomické analýzy v automobilovém průmyslu. *MM Průmyslové spektrum* [online]. Praha, 2012, **2012**(10) [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/digitalni-tovarna-a-ergonomicke-analyzy-v-automobilovem-prumyslu.html>
- [35] MAREČEK, Petr. Virtuální simulace výroby aneb Digitální továrna. *IT Systems* [online]. 2006, **2006**(9) [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://www.systemonline.cz/rizeni-vyroby/virtualni-simulace-vyroby-aneb-digitalni-tovarna.htm>
- [36] Tecnomatix Classic JACK. *GETA centrum s.r.o.* [online]. Praha: GETA centrum, 2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.ergonomie.getacentrum.cz/JACK>
- [37] JACK. *AXIOM TECH s.r.o.* [online]. Zlín: AXIOM TECH, 2017 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://www.axiomtech.cz/24829-tecnomatix-digitalni-tovarna-JACK>
- [38] PETRŮ, Jana a Robert ČEP. *Základy montáže*. Ostrava: Fakulta strojní VŠB – TUO, 2012. ISBN 978-80-248-2773-5.
- [39] BAUMRUK, Martin. *Stručný úvod to TAT*. Praha, 2013.

- [40] Tecnomatix – Moduly. *PEMAVAKO.cz* [online]. Plzeň: PEMA VAKO.cz, 2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://pemavako.cz/softwareve-reseni/tecnomatix/tecnomatix-moduly>
- [41] *National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)* [online]. USA: National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), 2017 [cit. 2017-05-14]. Dostupné z: <https://www.cdc.gov/niosh/>
- [42] *Národní referenční pracoviště pro fyziologii a psychofyziologii práce* [online]. Praha: Státní zdravotní ústav, 2017 [cit. 2017-05-14]. Dostupné z: <http://www.szu.cz/narodni-referencni-pracoviste-pro-fyziologii-a-1>
- [43] *JACK Task Analysis Toolkit*. 2011. Dostupné z: http://www.pmc corp.com/Portals/5/_Downloads/b51_Siemens-PLM-Tecnomatix-JACK-Task-Analysis-Toolkit-fs-X8_FromSiemensSalesCentre%2008-07-12.pdf
- [44] Posuzování lokální svalové zátěže. *Krajská hygienická stanice Královéhradeckého kraje* [online]. Hradec Králové: Krajská hygienická stanice Královéhradeckého kraje, 2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: http://www.khshk.cz/e-learning/kurs5/222_posuzovn_lokln_svalov_zte.html
- [45] Integrated (RMS) EMG. *BIOPAC Systems Inc.* [online]. Spojené státy Americké: BIOPAC Systems, 2017 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://www.biopac.com/?app-advanced-feature=integrated-rms-emg>
- [46] DELSYS INC. *Trigno Wireless System: User's Guide*. Boston: Delsys, 2013.
- [47] CRISWELL, Eleanor. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2. USA: Jones and Bartlett Publishers, 2011. ISBN 978-0-7637-3274-5.

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla [autor]	21
Obr. 2.2: Odporové členy [autor].....	25
Obr. 2.3: Základní zapojení Wheatstonova můstku [26]	27
Obr. 2.4: Digitální tenzometr [autor]	28
Obr. 2.5: vybrané měřicí kombinace [autor].....	29
Obr. 2.6: Schématický nákres stanovení manipulačních sil pro úkony manipulace pomocí polohovacího prostěradla [autor]	30
Obr. 2.7: Schématický nákres stanovení manipulačních sil pro úkony manipulace s končetinami [autor]	30
Obr. 2.8: Segmentový model lidského těla [30]	31
Obr. 2.9: Polohy těžišť jednotlivých segmentů lidského těla [31]	32
Obr. 2.10: Model dolní končetiny uvažovaný jako jednozvrtná páka [autor]	34
Obr. 2.11: Ergonomická analýza pracoviště ve zdravotnictví [autor]	38
Obr. 2.12: LBA analýza [autor]	40
Obr. 2.13: Simulace SSP [autor].....	41
Obr. 2.14: Bezdrátový EMG systém Trigno [46]	43
Obr. 2.15: Správné umístění senzoru ve vztahu k vyšetřovanému svalu [46].....	44
Obr. 2.16: Stanovení maximální síly vyšetřovaných svalů [autor].....	44
Obr. 2.17: Průběh stanovení EMG aktivity vyšetřovaných svalů [autor].....	45
Obr. 3.1: Průběh manipulační síly stanovené pomocí digitálního tenzometru	47
Obr. 3.2: Průběh manipulační síly stanovené pomocí biomechanického výpočtu	48
Obr. 3.3: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí digitálního tenzometru	48
Obr. 3.4: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí biomechanického výpočtu	49
Obr. 3.5: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí digitálního tenzometru	49
Obr. 3.6: Průběhy manipulačních sil stanovené pomocí biomechanického výpočtu	50
Obr. 3.7: Výsledný regresní model popisující vzájemnou závislost mezi oběma způsoby stanovení manipulačních sil.....	50
Obr. 3.8: Doby trvání vytipovaných úkonů manipulace v závislosti na hmotnosti proband	54
Obr. 3.9: Simulace pracovního úkonu manipulace s trupem (horní část).....	55
Obr. 3.10: Simulace pracovního úkonu přetočení na bok.....	55
Obr. 3.11: Vyhodnocení působící tlakové a smykové síly na L4/L5 obratli	56
Obr. 3.12: Vyhodnocení působících momentů na L4/L5 obratli	56
Obr. 3.13: Vzniklé kontrakce ve vybraných zádových svalech.....	56
Obr. 3.14: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace s trupem (horní část).....	57
Obr. 3.15: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace s trupem (spodní část).....	57
Obr. 3.16: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla v oblasti beder	58
Obr. 3.17: Průběh tlakové síly na L4/L5 obratli pro úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla v oblasti ramen	58
Obr. 3.18: Výsledek ergonomické analýzy SSP pro 50 percentilového muže	59

Obr. 3.19: Výsledek ergonomické analýzy SSP pro 50 percentilovou ženu	59
Obr. 3.20: Srovnání principu obou metod hodnocení ergonomických rizik	60
Obr. 3.21: Vyhodnocení veškerých úkonů manipulace pomocí uvedených metod hodnocení.....	61
Obr. 3.22: Výsledek Pearsonova testu dobré shody	61
Obr. 0.1: Úkon manipulace s dolní končetinou	82
Obr. 0.2: Úkon manipulace s horní končetinou	82
Obr. 0.3: Úkon manipulace s hlavou	82
Obr. 0.4: Úkon manipulace s trupem v dolní části	83
Obr. 0.5: Úkon manipulace s trupem v horní části	83
Obr. 0.6: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla – oblast nohou.....	83
Obr. 0.7: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla – oblast beder.....	84
Obr. 0.8: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla – oblast ramen.....	84
Obr. 0.9: Úkon přetočení na bok.....	84

Seznam tabulek

Tab. 2.1: Vybrané antropometrické parametry zúčastněných probandů	20
Tab. 2.2: Koeficienty regresní rovnice pro výpočet hmotnosti segmentů těla [32].....	33
Tab. 3.1: Výsledky regresní analýzy	51
Tab. 3.2: Procentuální hodnoty pro stanovení manipulační síly pro úhel manipulace 0°	52
Tab. 3.3: Procentuální hodnoty pro výpočet manipulačních sil pro zvyšující se úhel manipulace	52
Tab. 3.4: Experimentální stanovení manipulačních sil pomocí výpočtu	53
Tab. 3.5: Vyhodnocení doby trvání vytipovaných úkonů	53
Tab. 0.1: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 35 kg probanda.....	85
Tab. 0.2: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 55 kg probanda.....	85
Tab. 0.3: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 65 kg probanda.....	86
Tab. 0.4: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 74 kg probanda.....	86
Tab. 0.5: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 85 kg probanda.....	87
Tab. 0.6: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 94 kg probanda.....	87

Seznam příloh

- Příloha A – Informovaný souhlas
- Příloha B – Karta probanda
- Příloha C – Vybrané úkony manipulace
- Příloha D – Výsledky srovnání metod hodnocení ergonomických rizik
- Příloha E – Struktura přiloženého CD

Příloha A – Informovaný souhlas

Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení

Název projektu:

Stanovení sil během ruční manipulace s imobilními nebo částečně mobilními pacienty

Hlavní řešitel, spoluřešitelé a jejich pracoviště: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D., Bc. Josef Hons, ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno.

Vážená paní, vážený pane,

výzkumný projekt „Stanovení sil během ruční manipulace s imobilními nebo částečně mobilními pacienty“, prováděný na FBMI ČVUT ve spolupráci se Státním zdravotním ústavem v Praze, se zabývá stanovením sil během úkonů ruční manipulace s imobilními či částečně mobilními pacienty.

Projekt je zaměřen na experimentální porovnání stávajícího způsobu stanovení sil nutných k manipulaci s pacienty pomocí digitálního tenzometru a zjednodušeného způsobu stanovení těchto sil pomocí biomechanického výpočtu vycházející z hmotnosti manipulované části těla. Stanovený výzkumný cíl je důležitý pro budoucí hodnocení ergonomických rizik na zdravotnickém pracovišti pomocí digitálních ergonomických programů a podle současné literatury nebyl doposud řešen.

Měření sil pomocí digitálního tenzometru je zcela bezpečná, neinvazivní technika stanovení sil během manipulace s živým břemenem. Nicméně v některých případech je tento způsob stanovení sil limitovaný zdravotním stavem pacienta a také stupněm asistence či odporem ve směru a proti směru pohybu, a proto by bylo vhodné tento způsob stanovení sil porovnat s alternativním a značně zjednodušeným postupem jejich stanovení.

Cílem výzkumného projektu je porovnat oba dva výše zmíněné postupy stanovení sil. Jednotlivé síly, které je nutné vynaložit k provedení určitých úkonů ve zdravotnických zařízeních, je nutné zadat do digitálních ergonomických programů s cílem hodnotit rizikovitost práce a pracovního prostředí pomocí těchto programů. Cílem je tedy s pomocí těchto ergonomických programů hodnotit jednotlivá ergonomická rizika a snížit počet profesionálních onemocnění pracovníků v oblasti zdravotní a sociální péče.

Průběh měření:

Vlastní experiment bude prováděn na zdravých dobrovolnících (probandech) za použití digitálního tenzometru od společnosti GETA.

Vybraný proband bude po příchodu na pracoviště změřen a zvážen, dále pak budou změřeny rozměry jednotlivých částí jeho těla a bude seznámen s průběhem měření. Pacient bude upozorněn na to, aby se po celou dobu provádění daného úkonu nijak nebránil pohybu, ale také aby nijak neasistoval. Po upevnění měřicích popruhů na dané místo na probandovi v závislosti na měřeném úkonu se provede vybraný úkon.

Vylučovací kritéria a zdravotní rizika:

Použití digitálního tenzometru není omezeno žádnými vylučujícími kritérii. Jediným vylučujícím kritériem je výskyt poranění v místě, na které je nutné umístit měřicí popruh. Měření sil pomocí digitálního tenzometru s sebou nepřináší žádné zdravotní rizika.

Proband svým podpisem tohoto informovaného podpisu stvrzuje, že tomuto vylučujícímu kritériu porozuměl a že toto vylučující kritérium nenaplnuje.

Účast probanda v tomto výzkumném projektu může být kromě přítomnosti výše popsaného vylučujícího kritéria ukončena v případě výskytu bolesti během provádění vybraných úkonů souvisejících s ruční manipulací s pacientem.

Diskomfortem pro probandy může být čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu, případně umístění těsných měřicích popruhů na tělo probanda nutných pro provedení vybraného úkonu manipulace.

Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o zdravotním stavu probanda.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese FBMI ČVUT, nicméně riziko je prakticky nulové.

Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje probanda.

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude proband o této skutečnosti včas informován.

Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů.

V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky do 40 minut.

Studie se zúčastní 10 probandů.

Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem se seznámil a porozuměl všemu výše uvedenému a souhlasím s účastí ve studii. Prohlašuji, že nesplňuji žádné vylučovací kritérium výše uvedené, které by znemožňovalo moji účast ve výzkumném projektu.

Jméno probanda:

Odpovědný řešitel:

Datum narození:

Podpis odpovědného řešitele:

Podpis probanda:

Datum:

Datum:

Příloha B – Karta probanda

Karta probanda

Datum měření:

Tato karta musí být vyplněna v den, kdy je proband podroben měření!

Proband vystupuje ve studii pouze pod výše uvedeným identifikátorem ID:

.....

Obecná charakteristika:

Jméno:	Příjmení:	Datum narození:	Věk:
Výška (cm):	Váha (kg):	Pohlaví (M/Ž):	

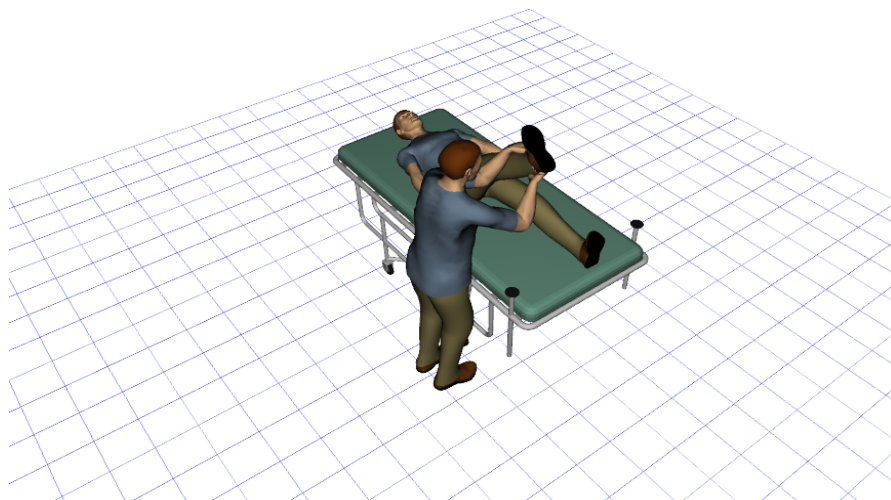
Rozměry tělesných segmentů (cm):

Dolní končetina:	Horní končetina:	Trup + krk + hlava:
Stehno:	Nadloktí:	Trup:
Bérec:	Předloktí:	Hlava:
Chodidlo:	Ruka:	

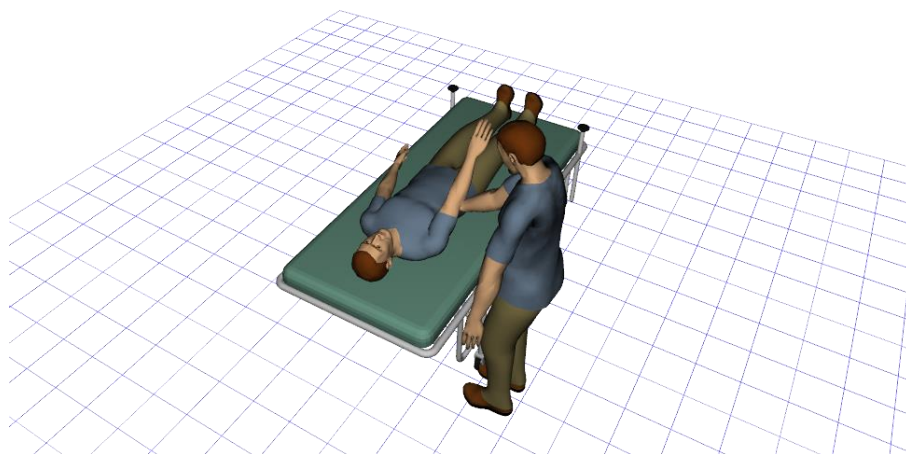
Proband podepsal informovaný souhlas (nehodící se škrtněte): ano / ne

Měření provedl:	Podpis:
------------------------	----------------

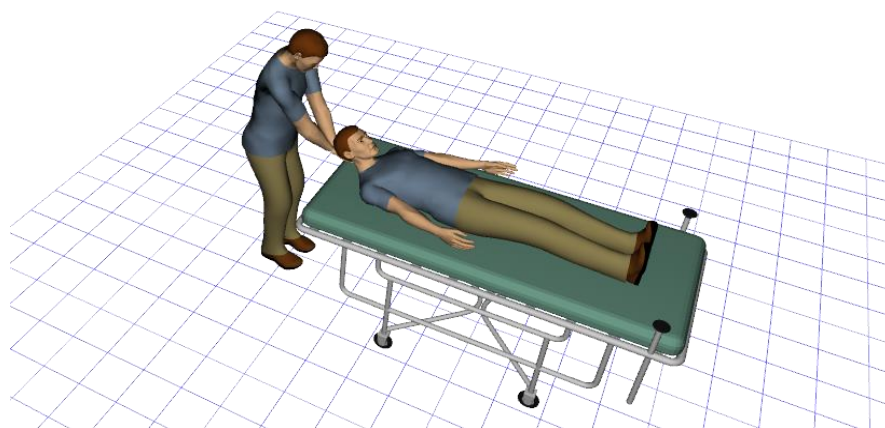
Příloha C: Vybrané úkony manipulace



Obr. 0.1: Úkon manipulace s dolní končetinou



Obr. 0.2: Úkon manipulace s horní končetinou



Obr. 0.3: Úkon manipulace s hlavou



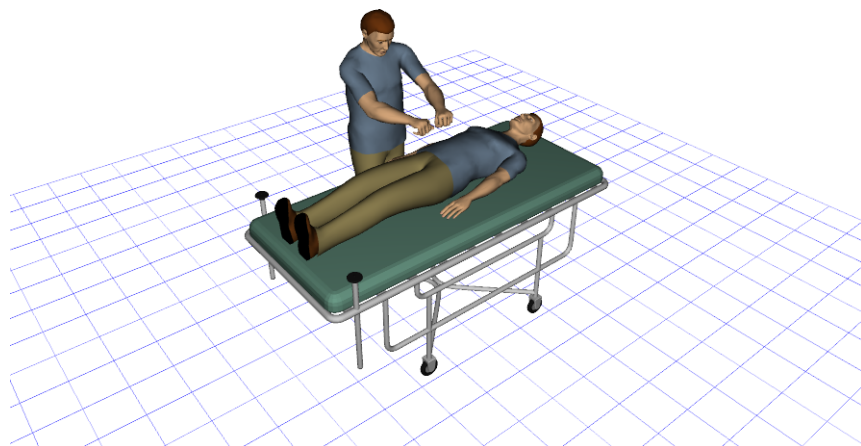
Obr. 0.4: Úkon manipulace s trupem v dolní části



Obr. 0.5: Úkon manipulace s trupem v horní části



Obr. 0.6: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostředka – oblast nohou



Obr. 0.7: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla – oblast beder



Obr. 0.8: Úkon manipulace pomocí polohovacího prostěradla – oblast ramen



Obr. 0.9: Úkon přetočení na bok

Příloha D – Výsledky srovnání metod hodnocení ergonomických rizik

Tab. 0.1: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 35 kg probanda

Proband 35 kg	Metody hodnocení ergonomických rizik		
	Tecnomatix JACK	Maximální svalová síla	Maximální vynaložená síla
Úkon manipulace			
Manipulace s dolní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s horní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s hlavou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s trupem (d. část)	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s trupem (h. část)	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Uvedení do polosedu	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (nohy)	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (bedra)	Vysoké erg. riziko	Žádné erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (ramena)	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Přetočení na bok	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko

Tab. 0.2: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 55 kg probanda

Proband 55 kg	Metody hodnocení ergonomických rizik		
	Tecnomatix JACK	Maximální svalová síla	Maximální vynaložená síla
Úkon manipulace			
Manipulace s dolní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s horní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s hlavou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s trupem (d. část)	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Manipulace s trupem (h. část)	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Uvedení do polosedu	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (nohy)	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (bedra)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (ramena)	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Přetočení na bok	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko

Tab. 0.3: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 65 kg probanda

Proband 65 kg	Metody hodnocení ergonomických rizik		
	Tecnomatix JACK	Maximální svalová síla	Maximální vynaložená síla
Úkon manipulace			
Manipulace s dolní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s horní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s hlavou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s trupem (d. část)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Manipulace s trupem (h. část)	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Uvedení do polosedu	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (nohy)	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (bedra)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (ramena)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Přetočení na bok	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko

Tab. 0.4: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 74 kg probanda

Proband 74 kg	Metody hodnocení ergonomických rizik		
	Tecnomatix JACK	Maximální svalová síla	Maximální vynaložená síla
Úkon manipulace			
Manipulace s dolní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s horní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s hlavou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s trupem (d. část)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Manipulace s trupem (h. část)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Uvedení do polosedu	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (nohy)	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (bedra)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (ramena)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Přetočení na bok	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko

Tab. 0.5: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 85 kg probanda

Proband 85 kg	Metody hodnocení ergonomických rizik		
	Tecnomatix JACK	Maximální svalová síla	Maximální vynaložená síla
Úkon manipulace			
Manipulace s dolní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s horní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s hlavou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s trupem (d. část)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Manipulace s trupem (h. část)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Uvedení do polosedu	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (nohy)	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (bedra)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (ramena)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Přetočení na bok	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko

Tab. 0.6: Srovnání metod hodnocení ergonomických rizik pro 94 kg probanda

94Proband 94 kg	Metody hodnocení ergonomických rizik		
	Tecnomatix JACK	Maximální svalová síla	Maximální vynaložená síla
Úkon manipulace			
Manipulace s dolní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s horní končetinou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s hlavou	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Manipulace s trupem (d. část)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Manipulace s trupem (h. část)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Uvedení do polosedu	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (nohy)	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko
Man. prostěradlo (bedra)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Man. prostěradlo (ramena)	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko	Vysoké erg. riziko
Přetočení na bok	Zvýšené erg. riziko	Žádné erg. riziko	Žádné erg. riziko

Příloha E – Obsah přiloženého CD

Na CD se nachází pět souborů a jedna složka, která obsahuje přílohy. Soubory nacházející se v kořenovém adresáři jsou:

- Klíčová slova.pdf
- Abstrakt CJ.pdf
- Abstrakt EN.pdf
- Zadání DP Josef Hons.pdf
- DP Josef Hons.pdf
- Přílohy DP

Ve složce Přílohy DP se nacházejí složky s přílohami k diplomové práci. Ve složce Data_síly jsou naměřené a vypočtené síly a jejich vyhodnocení. Ve složce JACK_simulace jsou výsledky ergonomických analýz všech úkonů manipulace. Ve složce EMG jsou naměřená data lokální svalové zátěže. V poslední složce Foto je vložena fotodokumentace průběhu stanovení sil pomocí digitálního tenzometru a průběhu stanovení lokální svalové zátěže.