

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
LÉKARSKÁ FAKULTA V HRADCI KRÁLOVÉ

**Porovnání parametrů zatížení dolních končetin ve
stoji po amputaci ve stehně a v bércei**

Bakalářská práce

V oboru Fyzioterapie

Autor práce : Zbyněk Lášek

Vedoucí práce : Mgr. Ondřej Němeček

2012

Prohlašuji, že předložená práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracoval samostatně. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpal, v práci řádně cituji a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Hradci Králové

(podpis)

Obsah

I. TEORETICKÁ ČÁST

- Úvod
- 1.1 Amputace
 - 1.1.1 Indikace k amputaci
 - 1.1.2 Typy amputací
 - 1.1.2.1 Gilotinové amputace
 - 1.1.2.2 Lalokové amputace
 - 1.1.2.3 Amputace a exartikulace
 - 1.2 Ortopedická protetika
 - 1.2.1 Protetika
 - 1.2.2 Pahýlové lůžko DK
 - 1.2.2.1 Lůžko bércové protézy
 - 1.2.2.2 Lůžko stehenní protézy
 - 1.2.3 Periferie protézy DK
 - 1.3 Bipedální stoj
 - 1.3.1 Fyziologický aspekt bipedálního stoje
 - 1.3.1.1 Řízení bipedálního stoje
 - 1.3.1.1.1 Receptory
 - 1.3.1.1.1.1 Svalové vřeténko
 - 1.3.1.1.1.2 Golgiho šlachové tělísko
 - 1.3.1.1.1.3 Taktilní receptory
 - 1.3.1.1.1.4 Statokinetická čidla
 - 1.3.1.1.2 Motoneurony
 - 1.3.1.1.3 Spinální mícha

- 1.3.1.1.4 Retikulární formace
- 1.3.1.1.5 Střední mozek
- 1.3.1.1.6 Mozeček
- 1.3.1.1.7 Bazální ganglia
- 1.3.1.1.8.1 Postojové reflexy
- 1.3.1.1.8.2 Celkové statické reakce
- 1.3.1.1.8.3 Vzpřimovací reflexy
- 1.3.2 Biomechanický aspekt bipedálního stoje
 - 1.3.2.1 Biomechanika
 - 1.3.2.1.1 Oporná plocha (Area of Support, AS)
 - 1.3.2.1.2 Oporná báze (Base of Support, BS)
 - 1.3.2.1.3 Těžiště (Center of Mass, COM)
 - 1.3.2.1.4 COG (Centre of Gravity)
 - 1.3.2.1.5 COP (Centre of Pressure)
- 1.4 Kineziologická laboratoř
 - 1.4.1 Tenzometrická plošina - Software
 - 1.4.2 Tenzometrická plošina - Hardware
 - 1.4.3 Předzesilovač
 - 1.4.4 Zesilovač
- 1.5 Metody zjišťování jednotlivých parametrů
 - 1.5.1 Somatometrie
 - 1.5.2 Tělesná hmotnost
 - 1.5.3 Tělesná výška
 - 1.5.4 Délka amputačního pahýlu
 - 1.5.5 Body Mass Index (BMI)
 - 1.5.6 Vyšetření stoje na dvou vahách

II. EMPIRICKÁ ČÁST

- 2.1 Metodologie.
 - 2.1.1 Cíl práce
 - 2.1.2 Pracovní hypotézy
 - 2.1.3 Hypotézy
 - 2.1.4 Úkoly
 - 2.1.5 Soubor a výběr
 - 2.1.6 Organizace
 - 2.1.7 Metody zjišťování jednotlivých parametrů
 - 2.1.7.1 Tělesná hmotnost
 - 2.1.7.2 Tělesná výška
 - 2.1.7.3 Délka amputačního pahýlu
 - 2.1.7.4 Vyšetření stoje na dvou vahách
 - 2.1.8 Metody zpracování dat
- 3. Výsledky
 - 3.1 Porovnání rozdílů zatížení u stehenních a bércových amputací
 - 3.2 Porovnání zatížení zdravé a amputované končetiny
 - 3.3 Závislost strany amputace na rozdílu zatížení dolních končetin
 - 3.4 Závislost rozdílu zatížení dolních končetin na čase
 - 3.5 Porovnání rozdílů zatížení u probandů s amputací s fyziologickou normou
 - 3.6 Závislost BMI na rozdílu zatížení dolních končetin
- 4. Diskuze
 - Závěr

Úvod

Amputace je chirurgický výkon, který silně zasahuje do integrity člověka a ve velkém rozsahu ovlivňuje životní styl. I přes pokrok, který byl učiněn na poli protetiky ve vývoji protéz, protézy stále nemohou plně nahradit odebranou končetinu. Lidé s amputovanou dolní končetinou se musí s protézou znovu naučit stát, chodit a vykonávat běžné denní činnosti. Tato práce si dala za úkol zjistit jak amputace ve stehně a v bérce ovlivňují stoj a stranové zatěžování, a které parametry přispívají k většímu rozdílu stranového zatěžování. Výběr probandů a celý výzkum byl proveden na Rehabilitační klinice Fakultní nemocnice v Hradci Králové za podpory lékařů protetického oddělení. Jednotlivé parametry, které byly použity v praktické části této práce, byly vybrány na podkladě sebrané literatury a výzkumů, které byly na toto nebo podobné téma provedeny, a měly logickou souvislost s touto prací. Soubor čítající třicet probandů s amputací ve stehně i v bérce (12 probandů se stehenní amputací, 18 probandů s bércovou amputací) byl pro tento výzkum požadován a myslím si, že pro tyto účely byl zcela adekvátní.

I. TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Amputace

Amputaci definujeme jako odstranění periferní části těla včetně krytu měkkých tkání s přerušením skeletu, která vede k funkční nebo kosmetické změně s možností dalšího protetického ošetření. Amputace je rekonstrukční výkon za účelem odstranění nefunkční tkáně, snížení invalidity nebo zachování života se snahou o dosažení návratu lokomoce nebo částečné funkce (Dungl, 2005).

Reamputací nazýváme amputační výkon, který je proveden na již amputovaném pahýlu proximálněji. Exartikulace se liší od amputace tím, že periferie je odstraněna v linii kloubu (Dungl, 2005).

1.1.1 Indikace k amputaci

K amputaci přistupujeme buď programově, po vyčerpání ostatních léčebných prostředků nebo urgentně, při vlhké gangréně, kdy je pacient ohrožen sepsí (Zeman, 2006).

Základní indikace pro amputaci jsou:

- a) Choroby končetinových cév: Nejčastěji indikovaná amputace u diabetické angiopatie vedoucí k diabetické gangréně s akutní infekcí nebo akutní či chronické arteriální insuficienci.

- b) Traumata: Amputace je indikovaná u devastujících poranění, kde není možná rekonstrukce nebo u ireverzibilní ischemie. Naštěstí díky rozvoji mikrochirurgie není tato indikace absolutní.

- c) Tumory: Amputace je indikována jako radikální řešení u maligních tumorů nebo jako paliativní zákrok u generalizovaných tumorů s nesnesitelnou bolestivostí nebo patologickou zlomeninou.
- d) Infekce: Tato indikace je pouze u sepsí způsobené nezvládnutelným infektem. V tomto případě se jedná o život zachraňující výkon.
- e) Kongenitální anomálie: Pacienti jsou indikováni k amputaci tehdy, když je malformovaná končetina afunkční a není možné ji vybavit protetickou pomůckou.
- f) Poranění a onemocnění nervová: Neuropatie vyvolávající trofické vředy, které mohou druhotně infikovat končetinu a tím ohrožovat život pacienta, je důvod k amputaci. (Sosna, 2001)
- g) Nekróza: Nejen nekrózy z ischemie, ale i z fyzikálních vlivů, tj. popáleniny, omrzliny, úrazy elektrickým proudem, jsou indikace k amputaci. (Dungl, 2005)

Z důvodu omezit co nejvíce subjektivních faktorů, které rozhodují o indikaci k amputaci, byl vypracován bodovací systém k posouzení možnosti zachování končetiny MESS skóre (magled extremity severity score), který posuzuje rozsah rozdrčení končetiny. Tento systém hodnotí postižení podle úrazové energie, tlakové stability, ischemického postižení a věku, kdy při skóre 7 a více je nasnadě amputační řešení (Zeman, 2006).

1.1.2 Typy amputací

Amputace patří k historicky nejstarším chirurgickým výkonům a jako takové v průběhu doby zaznamenaly svůj vývoj. Z počátku se prováděly amputace gilotinové (cirkulární), kde celý objem končetiny byl protnut v jedné řezné linii bez sešívání kůže.

Moderní lalokové amputace, včetně podvazu cév a ponecháním muskulárního laloku pro vytvoření měkkého tkáňového krytu, se používají nyní častěji. Oba přístupy k amputaci se dodnes využívají, zejména ve válečných podmínkách se stávají výhodnější gilotinové amputace prováděné vícedobě (Dungl, 2005)

Jak již bylo řečeno, můžeme rozdělit amputace na dva typy- gilotinové a lalokové, které mohou být provedeny jako otevřené nebo uzavřené. Při otevřené amputaci není rána primárně uzavřena, a proto bude nutná minimálně ještě jedna další operace k vytvoření kvalitního pahýlu (Dungl, 2005)

1.1.2.1 Gilotinové amputace

Gilotinové amputace jsou prováděny vždy jako otevřené. V dnešní době si je však nemůžeme představit jako původní cirkulární oddělení periferie v jedné řezné linii.

Jako první je cirkulárně přerušena kůže, po její retrakci je ve stejné úrovni přerušeno svalstvo s podvazem cév a ošetřením periferních nervů a po retrakci svalové hmoty se nejproximálněji přerušuje kostní tkáň. Dalším krokem gilotinové amputace je náplast'ová kožní trakce a před uzavřením rány je nutná konečná úprava pahýlu (reamputace, revize, plastická úprava) pro dobré vybavení pacienta protézou (Dungl, 2005)

1.1.2.2 Lalokové amputace

Laloková amputace je standardním operačním výkonem a jako každá operativa si prošla svým vývojem. Může být provedena jako zavřená amputace, kdy klademe důraz na tenodézu (chirurgické připevnění fixace šlachy ke kosti) přerušovaných svalů, která vede ke zlepšení funkce a tvaru amputačního pahýlu (Dungl, 2005).

V případě otevřené lalokové amputace se v současnosti využívá technika invertovaných kožních laloků, které jsou založeny buď symetricky, nebo je možné založení atypických kožních laloků. Tyto laloky jsou pak dále invertovány (překlopeny) a dočasně přešity přeloženou plochou k sobě. U lalokových amputací je nutné předem naplánovat umístění laloků měkkých tkání tak, aby mohla být odstraněna veškerá patologická tkáň a laloky musí umožnit dostatečné krytí skeletu, aby bylo možné vymodelovat kónický pahýl (Dungl, 2005).

1.1.2.3 Amputace a exartikulace

Volba místa, kde bude amputace provedena, nebo-li výška amputace je nejobtížnější otázkou, na kterou si musí operátor odpovědět. Správná výše amputace má zajistit dobré hojení a možnost funkčního opotézování. K určení výši amputace se používá řada vyšetření (kotníkový tlak měřený dopplerometricky, transkutánní měření hodnot pO_2 aj.). Pro zjednodušení rozhodování byla mnohými autory vypracována amputační schémata. Obecně však lze říci, že u pacientů ve špatném celkovém stavu s malou nadějí na úspěšnou rehabilitaci, je volena spíše vyšší amputace, která bude mít větší šanci na zhojení (Zeman, 2006).

Dle amputačního schématu rozdělujeme amputace a exartikulace na tyto typy:

- a) Amputace v oblasti nohy: Do této kategorie amputací patří amputace prstů ať už částečná nebo úplná, amputace v kostech nártních, amputace v Lisfrankově kloubu, amputace v Chopartově kloubu, amputace Pirogorova a amputace Symeova. U všech těchto amputací je pahýl nášlapný, tedy při stožení se opírá o vrchol (Zeman, 2006).
- b) Bércová amputace: Amputace může být provedena v různé výši bérce. Třetinový pahýl je označován za krátký, dvoutřetinový za střední a více než dvoutřetinový se považuje za dlouhý. Je to nejčastější amputace u ischemických změn na dolních končetinách. Nejčastěji se tibie protíná

8 - 10 cm pod tuberositas tibiae, její přední hrana se zkosí a fibula se protíná 1 cm proximálněji. Přední lalok je asi o 1 cm delší než je úroveň protětí tibiae a zadní lalok je tak dlouhý, aby volně překryl pahýl. Musculus gastrocnemius se ponechává jako součást zadního laloku. Rehabilitace je zde velice úspěšná, 90 - 100% pacientů se naučí chodit (Zeman, 2006).

- c) Exartikulace v kolenním kloubu: Tento výkon přináší některé výhody, jako jsou velmi kvalitní zátěžový pahýl, je zachovaná velká páka stehenních svalů, pahýl poskytuje pevné držení stehenní objímky protézy a dostatečně dlouhý pahýl usnadňuje sezení a vstávání (Dungl, 2005).

- d) Femorální amputace: Tento typ amputace představuje standardní výkon, pokud celkový stav bérce nedává předpoklad ke zhotovení kvalitního pahýlu. V případě vysoké amputace je nutné mít na zřeteli obtížné oprotézování a tendenci k flekční kontraktuře. U stehenní amputace je vhodná myodéza adduktorů přes vrchol kostního pahýlu, kde jsou kotveny do předem předvrtaných otvorů a svaly flexorové skupiny se navzájem sešíjí přes vrchol pahýlu myoplasticky se svaly extenzorové skupiny (Dungl,2005).

- e) Exartikulace v kyčelním kloubu: Výjimečný výkon, který se provádí pouze u vysoko zasahujících gangrén a u těžkých infekcí. Amputační plocha se kryje zadním lalokem s gluteálními svaly (Dungl,2005).

1.2 Ortopedická protetika

Ortopedická protetika se zabývá způsoby náhrady ztracených částí těla a způsoby náhrady omezených nebo ztracených pohybových funkcí technickými prostředky nebo léčením nemocí technickými prostředky včetně původních úkonů, které léčení a aplikace technické pomůcky vyžaduje (Sosna, 2001).

Obor ortopedická protetika má dvě složky a to zdravotní, která se zabývá léčbou a indikací protetické pomůcky, a technickou, která se zabývá výrobou.

Ortopedická protetika se dělí na tyto obory:

- a) Protetická protetometrie: Nauka o metodologii sběru měrných podkladů.
- b) Protetika: Nauka o náhradě ztracené části těla i s náhradou funkce pomocí protéz.
- c) Ortotika: Nauka o náhradě ztracených nebo oslabených funkcí pohybového ústrojí pomocí ortéz.
- d) Epletika: Nauka o kosmetickém krytí ztracené nebo deformované části těla pomocí epitéz.
- e) Adjuvatika: Nauka o pomůckách pro tělesně postižené.
- f) Kalceotika: Nauka o ortopedické obuvi.

1.2.1 Protetika

Protetika je obor ortopedické protetiky, který se zabývá léčbou pacientů exoprotézami. Protéza nahrazuje ztracenou část těla jak kosmeticky, tak i funkčně dle normy ISO 8549. Správně zhotovená protéza musí zcela vyhovovat fyzickým předpokladům pacienta s tím související jeho pracovní a sportovní zaměření.

Každá protéza se skládá ze dvou základních částí a to z pahýlového lůžka a periferie protézy. Pahýlové lůžko je nejdůležitější část protézy. Určuje nejen komfort ale i způsob

přenášení energie z pahýlu na protézu. Periferie určuje mechanické vlastnosti protézy. Vzájemné uspořádání jednotlivých dílů vůči sobě a vůči celému tělu určuje statické a dynamické vlastnosti protézy (Dungl, 2005, Sosna, 2001, Zeman, 2006).

1.2.2 Pahýlové lůžko DK

Pahýlové lůžko je zcela individuální, základní a nejdůležitější část protézy. Pahýlové lůžko pokrývá povrch amputačního pahýlu a dělí se na tři základní **části**:

- a) Horní zesílená část (věnec) – Zde jsou vymodelovány opěrné body a plochy pro přenos zátěže pacientova těla do protézy. Odpovídající část věnce je vyztužená, rozšířená a může být změkčená pro maximální komfort a funkčnost protézy.
- b) Střední část (stěny) – Tato část je modelována podle tvaru pahýlu a jednotlivých svalových skupin tak, aby protéza pevně držela na svém místě a nezpůsobovala otlaky.
- c) Distální část (dno/ vrchol) – dno má miskovitý tvar a může zde být umístěn ventil nebo trn v závislosti na typu protézy (Sosna, 2001).

Dále máme čtyři **typy** amputačních lůžek:

- a) Pahýlové lůžko závěsného typu
- b) Pahýlové lůžko semikontaktní
- c) Pahýlové lůžko plně kontaktní (ulpívající)
- d) Pahýlové lůžko silikonové a polyuteranové

Pahýlové lůžko závěsného typu je formováno do přibližného tvaru amputačního pahýlu. K jeho retenci je nutné přídatné zařízení. Mezi výhody patří snadná aplikace i na pahýl, který má bizarní tvar. Nevýhody jsou ztížená ovladatelnost protézy.

Pahýlové lůžko semikontaktní vyžaduje také přídavné zařízení k jeho retenci. Je ale zlepšen kontakt mezi pahýlem a amputačním lůžkem. Tím, že kontakt s amputačním lůžkem je větší, je i lepší ovladatelnost protézy.

Lůžko plně kontaktní již nevyžaduje díky dokonalému tvarování vnitřního prostoru a současnému podtlaku žádné přídavné zařízení. Podtlak v pahýlovém lůžku je vytvořen podtlakovým ventilem, kterým se odčerpává vzduch.

Speciální lůžka silikonová a polyuretanová ulpívají na amputačním pahýlu díky svému elastickému napětí v celé ploše. Velkou výhodou je zvýšení komfortu pacienta a zvýšení kontaktu pahýl - lůžko. Nevýhodou je nepropustnost tekutin a plynů stěnou silikonového lůžka (Dungl, 2005, Sosna, 2001).

1.2.2.1 Lůžko bércové protézy

Tato protetická lůžka jsou formována podle tvaru příčného průřezu bérce a podle způsobu přenosu zatížení máme tři základní typy a to :

- a) PTB (patellar tendo bering) protéza
- b) PTS protéza
- c) KBM protéza

U PTB protézy je hlavní oblastí přenosu zátěže lig. patellae. Tento typ protetického lůžka je základ prakticky všech modifikací bércových lůžek.

PTS protéza je tedy modifikace PTB lůžka s tím, že do přenosu zátěže je zavzata patella, peloty se opírají o šlachu m. intermedius. Přenos zátěže přes patellu je však funkčně nevýhodný, a proto se tento typ pahýlového lůžka nevyužívá.

Protéza KBM využívá stabilizační peloty, které jsou prodlouženy až ke kondylům femuru a patella je zcela volná. Tento typ protetického lůžka je v současnosti nejvíce využíván (Dungl, 2005).

1.2.2.2 Lůžko stehenní protézy

U lůžka stehenní protézy jsou pouze dva typy a to:

- a) Podélně oválné (SIT cast systém)
- b) Příčně oválné (kvadrangulární)

Funkční rozdíly těchto dvou typů lůžek jsou v přenosu hmotnosti těla na protézu potažmo na podložku. U příčně oválného typu lůžka nasedá věnec na zevní plochu sedacího hrbolu, zatím co u podélně oválného lůžka je sedací hrbol zavzatý do zasedacího věnce lůžka. To vede k medializaci přenosu zátěže, a tudíž k její optimalizaci (Dungl, 2005).

1.2.3 Periferie protézy DK

Do periferie protézy řadíme veškeré díly, které nahrazují ztracené části těla, jako je kyčelní kloub, stehno, kolenní kloub, bérce a chodidlo. Jednotlivé díly jsou proporcionálně sestavené a ve spojení s pahýlovým lůžkem tvoří protézu (Sosna, 2001).

Protetický kyčelní kloub se uplatňuje u exartikulací v kyčelním kloubu, hemipelvektomií a nebo u velmi krátkých amputací ve stehně. V této době se využívá kloubu „kanadského typu“, který je umístěn ve funkční ose protézy z přední a spodní strany pahýlového lůžka. Toto uspořádání nenutí pacienta k cirkumdukci chůzi a umožňuje pohodlný sed (Dungl, 2005).

Protetický kolenní kloub musí zajistit přiměřenou stabilitu jak ve fázi stojné, tak i musí zajistit pohyb ve fázi švihové při lokomoci. Z hlediska složitosti pohybu, který kolenní kloub vykonává, rozlišujeme klouby jednoosé, dvouosé, čtyřosé a polycentrické. Je možné také využít kolenní kloub s tzv. „kloubním uzávěrem“, který fixuje koleno v extenzi a povolení uzávěru umožňuje pacientovi pouze sed (Dungl, 2005).

Protetické chodidlo reprezentuje terminální část protézy dolní končetiny a svou stavbou a prostorovým zakomponováním do celkové stavby protézy se významně uplatňuje při stoji a chůzi. Dle stavby rozeznáváme chodidla pevná a dynamická. Je logické, že

složitější pohyb v kloubu může pacient vnímat jako nestabilitu, a proto se jednotlivé díly protézy aplikují dle fyzické zdatnosti pacienta (Dungl, 2005).

1.3 Bipedální stoj

Bipedální stoj je dle různých autorů definován spíše jako vzpřímené držení těla a každý autor vzpřímené držení těla charakterizuje rozličně.

Dle Gútha je vzpřímené držení těla posturální situace, při které jsou všechny vektory jednotlivých segmentů těla soustředěné do oporné báze (Gúth, 2004).

Rychlíková popisuje bipedální stoj jako stoj, při kterém jsou nohy rovně vedle sebe, kolena a kyčle extendovány, pánev v takové poloze, aby těžiště trupu bylo nad spojnicí středů kyčelních kloubů. Páteř má být plynule zakřivená, ruce volně podél těla, lopatky jsou přiloženy k hrudníku a hlava vzpřímená (Rychlíková, 2004).

Véle definuje vzpřímený stoj jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla probíhající ve vertikále tak, aby vzdálenost od pat, na kterých stojíme, k vrcholu hlavy byla co největší při zachování fyziologických zakřivení páteře (Véle, 2006).

1.3.1 Fyziologický aspekt bipedálního stoje

1.3.1.1 Řízení bipedálního stoje

Základem veškeré motoriky je posturální aktivita a jejím nejvýraznějším projevem je vzpřímený stoj. Je to reflexní děj, který je zajišťován souhrou flexorů a extenzorů, jehož základním prvkem je kontrakce antigravitačního svalstva. Vzpřímený stoj je řízen mnoha

oddíly CNS a to: spinální míchou, retikulární formací, středním mozkem, mozečkem a bazálními ganglii.

Na této aktivitě se zejména podílí malé alfa-motoneurony, které mají nízký práh dráždivosti a pomalou tonickou funkci, a gama-motoneurony.

Předpokladem řídicí činnosti je dokonalá informace všech regulačních systémů o stavu napětí a o pohybech všech svalů v jednotlivém okamžiku. Velký význam má také informace o poloze hlavy v prostoru. Zdrojem těchto informací jsou svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíka, taktilní receptory, statokinetická čidla a zrak (Trojan,1987, Silbernagl,1984)

1.3.1.1.1 Receptory

Receptory jsou různě složitá specializovaná zařízení, která zachycují energii podmětu a přeměňují ji ve vzruchovou aktivitu. V obrazci vzruchové aktivity jsou zakódovány informace o vlastnostech působícího podmětu.

Receptory můžeme třídit podle několika hledisek. Trojan receptory třídí takto:

- I. Podle toho, pro který druh energie mají nejnižší práh
 - a) Receptory reagující na působení mechanické síly (mechanoreceptory)
 - b) Receptory reagující na působení světla (fotoreceptory)
 - c) Receptory zachycující změny tepla (termoreceptory)
 - d) Receptory reagující na působení chemickými substancemi (chemoreceptory)
 - e) Receptory reagující na narušení integrity tkání (nociceptory)

- II. Podle toho, jak receptory reagují na dlouhodobé působení konstantních podmětů
 - a) Rychle adaptující
 - b) Pomalu adaptující

- III. Podle toho, jaký je jejich okruh působnosti

- a) Exteroreceptory (zevní prostředí, malý okruh působnosti)
- b) Interoreceptory (vnitřní prostředí, velký okruh působnosti) (Trojan, 1987).

1.3.1.1.1 Svalové vřeténko

Svalová vřeténka jsou proprioceptorem kosterního svalstva. Jsou tvořena intrafusálními vlákny v pouzderku v pojivové tkáni. Svalové vřeténka informují CNS jak o rychlých, fázických změnách délky svalu ve smyslu protažení svalu, tak i o změnách dlouhodobých, tonických. Vzruchy přiváděné ze svalových vřetének působí přímo na alfa-motoneurony vlastního svalu facilitačně a inhibičně působí na alfa-motoneurony antagonistů prostřednictvím interneuronů. Velmi nízký práh dráždivosti svalových vřetének je velmi významným faktorem zajišťující svalový tonus. Minimální změny délky svalových vláken v době svalového klidu jsou stálým zdrojem aktivace primárních i sekundárních zakončení sensorických vláken. Aferentace z těchto receptorů s účastí Gama-systému zajišťuje stálý klidový tonus (Trojan, 1987).

1.3.1.1.2 Golgiho šlachové tělísko

Golgiho šlachová tělíška jsou rozmístěna ve šlachách a šlachových úponech. Jejich zapojení vůči svalovým vláknům je sériové, a tedy reagují na kontrakci svalového vlákna. Ve srovnání s prahem dráždivosti svalových vřetének je dráždivost mnohem vyšší. Vzruchy ze šlachových tělísek působí prostřednictvím spinálních interneuronů útlum alfa-motoneuronů vlastního svalu a tím chrání sval a šlachy před poškozením z přetížení.

Souhrou recepčních systémů (svalového a šlachového) je zajišťována dokonalá informovanost o stavu napětí, kontrakci a zatížení všech svalů a to v každém okamžiku. Tyto

informace jsou předávány senzoryckými vlákny přes zadní rohy míšni do spinální míchy. (Trojan, 1987)

1.3.1.1.3 Taktilní receptory

Taktilní receptory jsou mechanoreceptory, které zachycují energii mechanických podmětů působících na povrchu kůže a přeměňují ji na vzruch. Tyto receptory mají velice složitou výstavbu a patří sem:

- a) Vater-Paciniho tělíska - reagují na vibrace
- b) Golgi-Mazzoniho tělíska - reagují na vibrace
- c) Meissnerova tělíska
- d) Krauseho tělíska
- e) Merkelovy terče - hlavní hmatové receptory
- f) Ruffiniho tělíska - reagují na natažení kůže
- g) Volná nervová zakončení (Trojan, 1987)

1.3.1.1.4 Statokinetická čidla

Statokinetická čidla jsou umístěna ve vestibulární části ušního labyrintu. Jejich prostřednictvím vnímáme odchylky postavení hlavy vzhledem ke gravitaci, změny směru pohybu hlavy a celého organismu v prostoru a to jak při pohybu, tak při stoji.

Vzruchy počínající v labyrintu mají důležitý význam pro reflexní úpravu tonu všech svalů v organismu. Tento význam je nejvíce vyznačen u svalů antigravitačních, které udržují ve vzpřímené poloze hlavu a trup, a svalů okohybných. Labyrint je zapojen do komplexu vjemů řídících stoj a rovnováhu těla (Trojan, 1987, Silbermagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999)

1.3.1.1.2 Motoneurony

Motoneurony vycházejí z předních rohů míšních, kde mají uloženy své perikaria a dendrity motoneuronů. Dle typu a funkce vláken rozdělujeme motoneurony na alfa-motoneurony a gama-motoneurony.

- a) Alfa-motoneurony: Nemají jednotnou strukturu a podle buněčných těl je dělíme na velké a malé. Velké alfa-motoneurony mají větší rychlost vedení vzruchu a inervují rychlá svalová vlákna. Malé alfa-motoneurony vedou vzruchy pomaleji a inervují pomalá svalová vlákna. Na motoneurony jednoho míšního segmentu se sbírá velké množství informací jak z proprioreceptorů, tak i exteroceptorů, které mají excitační i inhibiční charakter. Souhrou dějů na alfa-motoneuronech je zajišťováno nejen dokonalé řízení proprioceptivních reflexů v zájmu řízení polohy a stoje, ale i všechny úmyslné pohyby (Trojan, 1987, Silberagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999).

- b) Gama-motoneurony: Gama-motoneurony vychází z relativně malých buněk uložených v blízkosti velkých alfa-motoneuronů ve spinální míši. Funkční koordinace tohoto systému je zajišťována sestupným systémem retikulární formace mozkového kmene. Vlákná typu A γ mají senzitivní nervová zakončení jak v centrálních částech svalových vřetének, tak i v intrafuzálních vláknech. Díky této inervaci je možné regulovat natažení svalu, což je podmíněné napětím intrafuzálních vláken. Tato schopnost má spíše autoregulační charakter, který řídí dráždivost receptorů v závislosti na intenzitě a kvalitě protažení. Svalová vřeténka vykonávají v podstatě funkci komparátoru, který stále porovnává vlastní délku s délkou okolních svalových vláken (Trojan, 1987, Silberagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999).

1.3.1.1.3 Spinální mícha

Mícha představuje nejnižší reflexní ústředí. Ve své činnosti je podřízena vyšším oddílům CNS. Ve ventrálních míšních sloupcích jsou uložena těla motoneuronů, jejichž

axony tvoří spolu s autonomními pregangliovými vlákny přední míšní kořeny. Zadní míšní kořeny obsahují především senzitivní vlákna. Spinální mícha je řídicím centrem pro somatické míšní reflexy a to jak pro proprioreceptivní, tak exteroceptivní reflexy. Tyto reflexy představují základní element spinální motoriky a jsou nezbytným funkčním prvkem všech somatických funkcí. Mají primární význam pro zajištění a řízení svalového tonu (Trojan, 1987, Silbernagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999)

1.3.1.1.4 Retikulární formace

Retikulární formace se účastní řízení reflexů proprioreceptorových, vzpřimovacích, postojových reakcí a úmyslných pohybů. Řídí při tom vztahy mezi podrážděním a útlumem, mezi činností synergistů a antagonistů, mezi flexory a extenzory, mezi reflexy proprioreceptivními a exteroceptivními. Samozřejmě veškerou tuto činnost integruje a zajišťuje koordinaci funkcí jak somatických, tak autonomních. Retikulární formace má několik částí, přičemž facilitací oblast RF má nejvyšší význam pro udržení vzpřímeného stoje a polohy těla vůbec (Trojan, 1987, Silbernagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999).

1.3.1.1.5 Střední mozek

Střední mozek má především význam pro udržení vzpřímené polohy těla. Dále jsou v něm jádra III. a IV. hlavového nervu a je ústředním orientačních, zrakových a sluchových reflexů. Střední mozek tvoří důležité podkorové ústředí pro hybnost a pro přenos vzruchů z čidel do vyšších částí CNS (Trojan, 1999).

1.3.1.1.6 Mozeček

Mozeček je důležitým integračním a koordinačním centrem mimovolní hybnosti i úmyslných pohybů. Má spojení s mozkovou kůrkou, současně je připojen k vzestupným drahám senzitivním. Mozeček tak integruje informace z mozkové kůry, bazálních ganglií i retikulární formace. Mozeček je funkčně členěn na tři části:

- a) Mozeček vestibulární – Je nutný k udržování vzpřímené polohy těla. Integruje signály z proprioreceptorů, statokinetického čidla a mozkové kůry. Společně s retikulární formací zajišťují vzpřimovací reflexi. Poškození vestibulární části mozečku vede k těžkým poruchám rovnováhy.
- b) Mozeček spinální – Jeho funkce je především analyzovat signály z proprioreceptorů, tj. pohyby svalů a svalový tonus. Má proto úzký vztah k řízení svalového napětí. Řídí rovnováhu mezi podrážděním a útlumem na úrovni proprioreceptorových reflexů.
- c) Mozeček cerebrální - Výstupní informace z motorických oblastí mozkové kůry je zde integrována s informacemi ze statokinetického čidla a z proprioreceptorů (především šijového svalstva), tj. o poloze hlavy, těla a končetin v prostoru (Trojan, 1999).

1.3.1.1.7 Bazální ganglia

Základní funkcí bazálních ganglií je řízení složitých vztahů mezi podrážděním a útlumem při úmyslných pohybech. Obecným rysem jejich činnosti je tlumivý vliv na motorické funkce. Jejich činnost je přímo závislá na činnosti mozkové kůry. Bazální ganglia mají také četné spoje s mozečkem. V bazálních gangliích byly prokázány tři typy neuronů: dopaminergní, cholinergní a GABAnergní. Podmínkou normální funkce je jejich vzájemná rovnováha. Pomocí elektrofyzilogických sledování byla prokázána zvýšená

aktivitave striatu ještě před začátkem pohybu. To samozřejmě vede k úvaze o možné účasti bazálních ganglií na programování pomalých a ustálených pohybů (Trojan, 1999).

1.3.1.1.8.1 Postojové reflexy

Základem všech postojových reflexů je svalový tonus, zajišťovaný a udržovaný na určité úrovni propioceptivními reflexy. Při udržování trvalé aktivity spinálních motoneuronů se významně uplatňuje přívod vzruchů z kožních receptorů. Na řízení tonu se také dále podílí spinální interneurony, gama systém a retikulární systém. Při postojových reakcích má význam především náležitá úroveň tonu extenzorů, úzce spjata s činností flexorů.

Nejjednodušší formou postojových reflexů jsou spinální exteroceptivní reflexy extenzorové, označované také jako lokální statické reakce. Lokální proto, že dráždění receptorů působí na svalstvo téže končetiny. Dráždění taktilních receptorů na plosce nohy a současně propioceptorů v mm. interossei při opření nohy o podložku zvyšuje reflexně tonus svalů téže dolní končetiny tak, že se stává pevnou oporou. Tento reflexní děj se uskutečňuje jak při klidovém stoji, tak při vztyku.

Velký význam při lokálních statických reakcích má vliv gravitace, tedy hmotnost končetiny a celého těla. Při těchto reflexech není zvýšen pouze tonus extenzorové skupiny svalů. Pokud má být kloub pevně fixován, musí nastat současná aktivita i protilehlých svalových skupin, tedy flexorů (Trojan, 1987, Silbernagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999).

1.3.1.1.8.2 Celkové statické reakce

Celkové statické reakce jsou nadřazeny základním postojovým reakcím. Při nich je koordinován svalový tonus všech končetin i trupu. Významně se při tom účastní činnost retikulární formace a statokinetického čidla. K těmto reakcím patří především:

- a) Tonicke šijové reflexy: Při těchto reflexech má hlavní význam dráždění proprioreceptorů v šijových svalech. Projevují se velmi významně při decerebrační rigiditě. Jsou to tedy multisegmentální spinální reflexy, koordinované činností retikulární formace. Spřažení pohybu hlavy se změnami svalového tonu končetin a trupu je významným faktorem při udržování vzpřímené polohy.

- b) Tonicke labyrinthové reflexy: Tyto reflexy se zpravidla uplatňují současně s tonickými šijovými reflexy. Podnětem jejich vybavení je dráždění statického čidla. Impulzy se statického čidla mění svalový tonus končetin a trupu.

- c) Fázické labyrinthové reflexy: Podnětem k vybavení fázických labyrinthových reflexů je dráždění kinetického čidla rotačním pohybem hlavy. Fázické labyrinthové reflexy se účastní na vzpřímené poloze těla především při složitých a rychlých pohybech jako je chůze, běh či skok. Vychylování těžiště je stále automaticky kompenzováno systémem zpětných vazeb, řídicích tonus příslušných svalových skupin (Trojan, 1987, Silbernagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999).

1.3.1.1.8.3 Vzpřimovací reflexy

Vzpřimovací reflexy jsou těsně spjaty s reflexy postojovými. Představují vyšší koordinaci statických reakcí. Vzpřímená poloha těla, tedy stoj na dvou končetinách, je primárně závislá na dokonalé souhře statických reakcí. Ty zajišťují přiměřený tonus antigravitačních svalů, zejména pak svalů dolních končetin, trupu a šíje. Tento tonus je řízen tak, aby byla zachována vzpřímená poloha při různých pohybech. Při všech pohybech těla se vychyluje těžiště. Reflexně je však velmi rychle usměrňována poloha všech částí těla tak, aby se těžiště promítlo do podložky (Trojan, 1987, Silbernagl, 1984, Keidel, 1973, Trojan, 1999).

1.3.2 Biomechanický aspekt bipedálního stoje

1.3.2.1 Biomechanika

Biomechanika je transdisciplinární obor, který se zabývá mechanickou strukturou, mechanickými vlastnostmi, mechanickým chováním živých organismů a jejich částí a samozřejmě interakcemi mezi nimi a vnějším okolím. Její transdisciplinárnost spočívá nejen v integraci metodických a poznatkových prostředků z klasických oborů jako je fyzika, biofyzika, fyziologie, morfologie, kybernetika, atd., tak i v šíři aplikačních směrů jako jsou: technické obory, klinické lékařské obory, přírodní vědy a jiné (www.biomech.ftvs.cuni.cz).

1.3.2.1.1 Oporná plocha (Area of Support, AS)

Oporná plocha byla původně definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla. Přesněji jde o tu část plochy kontaktu (Area of Contact, AC) která je aktuálně využita k vytvoření oporné báze. Stoj je pouze pseudostatický stav a tedy plocha kontaktu je časem proměnná hodnota. Průběžně se tedy mění plocha kontaktu a od ní odvozená oporná báze (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.3.2.1.2 Oporná báze (Base of Support, BS)

Oporná báze byla původně definována jako část podložky ohraničená nejvzdálenějšími body oporné plochy. Tato definice je úzce spjata se správným nedefinováním pojmu oporná plocha (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.3.2.1.3 Těžiště (Center of Mass, COM)

Těžiště je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna veškerá hmotnost těla v globálním vztažném systému. Těžiště je možné stanovit pomocí různých experimentálních, grafických nebo matematických metod jako vážený průměr těžišť jednotlivých segmentů. Z hlediska biomechaniky lze teoreticky stanovit těžiště pro každý segment zvlášť a společné těžiště i pro zcela bezvládné tělo. Z hlediska kineziologie lze mluvit o společném těžišti těla pouze při zaujetí postury (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.3.2.1.4 COG (Centre of Gravity)

Centre of Gravity je průmět společného těžiště těla do roviny oporné báze. COG má význam pouze ve vztahu k BS. V pseudostatických polohách jako je například stoj nebo sed se musí Centre of Gravity vždy nacházet v oporné bázi. Jakmile se jednou ocitne COG mimo opornou bázi, není již možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřní síly, tedy svalové síly subjektu. Je pouze možné změnit opornou bázi přesunutím plochy kontaktu (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.3.2.1.5 COP (Centre of Pressure)

Centre of Pressure je působiště vektoru reakční síly podložky. COP je shodné s Centre of Gravity pouze tehdy, jedná se o dokonale tuhé těleso. Tím lidské tělo, které se skládá z mnoha segmentů, rozhodně není, a proto je zásadním omylem záměna COP s COM nebo COG (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4 Kineziologická laboratoř

1.4.1 Tenzometrická plošina - Software

Ke sběru dat a vyhodnocení je použit software ProVec 5.0. Tento systém udává výsledky v souřadnicích vztažených ke geometrickému středu tenzometrické plošiny.

Rozsah měření v ose Fz je ± 10 kN a v osách Fx a Fy ± 5 kN. Citlivost snímačů je v ose Fz 0,10 ($\mu\text{V/V}$) Nm a v osách Fx a Fy 0,17 ($\mu\text{V/V}$) Nm. Rezonanční frekvenci je možné nastavit až na 1000 Hz a provozní teplota je v rozmezí 0 - 50 °C. Tyto parametry jsou dostačující pro tuto studii a tím předpokládám dostatečně přesná data.

1.4.2 Tenzometrická plošina - Hardware

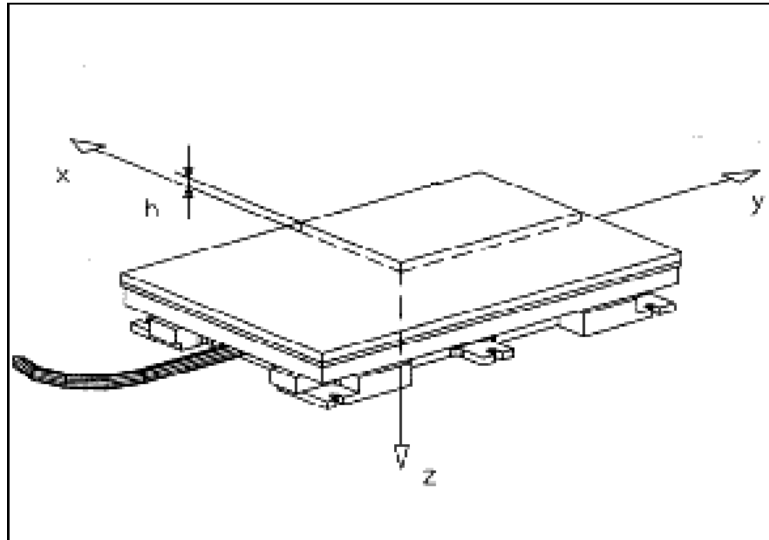
Kineziologická laboratoř rehabilitační kliniky FNHK má k dispozici tři tenzometrické plošiny. Pro tento výzkum byly využity dvě tenzometrické plošiny Bertec FP 4060-10. Tento model má rozměry 400x600x70 mm a je schopen měřit v rozmezí 0.50 N - 10 kN.

Tyto plošiny jsou vyrobeny z odolné hliníkové slitiny a obsahují šest čidel, které umožňují měřit působení síly a momenty působení síly ve třech na sebe kolmých rovinách. Vrchní deska je odlita z extrémně tvrdé hliníkové slitiny a celková hmotnost jedné desky činí 35kg.

Hmotnost probanda je vyjádřena jako síla, kterou proband vytváří svým tělem v gravitačním poli země. Tato síla se poté rozkládá do tří složek (Obr. č.:1), přičemž

vertikální komponenta při klidném stoji je z těchto tří složek nejvýznamnější a tuto sílu jsme poté měřili jako tíhu probanda.

Obr.:1 Tenzometrická plošina



$$Z = G$$

$$m = \frac{G}{g}$$

1.4.3 Předzesilovač

Nedílnou součástí tenzometrické plošiny je předzesilovač (PRE 6.3), který je umístěn uprostřed plošiny pod vrchní deskou. Tento předzesilovač zlepšuje kvalitu přenosu dat tím, že filtruje šum a dovoluje tím použití dlouhého kabelu k propojení s hlavním zesilovačem. Maximální šum, který vzniká při použití přenosového materiálu a v zesilovači, je 0,05%. Příkonové napětí je 6V a teplotní stabilita je 0,02% na 1 °C. Vyvážení můstků je provedeno automaticky a výstupní signál je možné odebírat nezesílen. K optimálnímu využití je připojen hlavní zesilovač typu AM6800 AMPLIFIER.

1.4.4 Zesilovač

Hlavní zesilovač AM6800 AMPLIFIER je samostatná komponenta připojená jak k tenzometrické plošině, tak k osobnímu počítači a má velké množství volitelného zesílení. Tento přístroj má tři nízkofrekvenční propusti a můstky se schopností automatického vyvážení (zeroing), dále má schopnost automatického vynulování (auto - zero), které umožňuje vynulování ofsetu zatížení až do 1500N ve vertikále a 750N v ostatních směrech.

1.5 Metody zjišťování jednotlivých parametrů

1.5.1 Somatometrie

Somatometrie je vědní obor zabývající se měřením kostry na žijícím jedinci. Jde o měření přímé vzdálenosti mezi jednotlivými body na kostře promítnuté na povrchu těla. Vzhledem k tomu, že měříme přes vrstvy měkkých tkání je toto měření zatíženo určitou chybou. Přípustná chyba měření na výšce je 1 cm, vzdálenost na těle 0,5 cm a na hlavě 0,1 cm (Haladová & Nechvátalová, 2003).

1.5.2 Tělesná hmotnost

Tělesná hmotnost je jedním z nejužívanějších znaků měření a má velmi těsný vztah k výživě. Vážený proband by měl být oblečen ve spodním prádle bez obuvi. Vážení by mělo probíhat vždy ve stejný čas na stejných kalibrovaných vahách. Normy pro hmotnost jsou stanoveny podle výšky, věku a pohlaví (Haladová & Nechvátalová, 2003).

1.5.3 Tělesná výška

Tělesná výška je vertikální vzdálenost vertexu od podložky. Jde o biologicky důležitý znak, který je geneticky ovlivněn. Obecně se výška udává v centimetrech. Pro měření výšky platí obecná pravidla, jako jsou: pacient je bez obuvi, stoj spojný, paty, hýždě a záda se dotýkají stěny a hlava je v rovnoběžné poloze (pohled do dálky) (Haladová & Nechvátalová, 2003).

1.5.4 Délka amputačního pahýlu

Antropometrické měření na dolních končetinách se provádí vleže na zádech, nohy natažené, ruce podél těla.

Je možné měřit:

- a) Funkční délku- od spina iliaca anterior superior po malleolus medialis
- b) Anatomickou délku- od trochanter major po malleolus lateralis
- c) Délku stehna- od trochanter major po zevní štěrbinu kolenního kloubu
- d) Délku bérce- od hlavice fibuly po malleolus lateralis
- e) Délku nohy- přímá vzdálenost od paty po nejdelší prst (Haladová & Nechvátalová, 2003).

1.5.5 Body Mass Index (BMI)

Index tělesné hmotnosti je v praxi velmi rozšířen jako klasifikaci podváhy, nadváhy a obezity. BMI umožňuje statisticky porovnávat lidi s různou výškou. Je to poměr tělesné hmotnosti v kilogramech a druhé mocniny tělesné výšky v metrech (Haladová & Nechvátalová, 2003).

$$BMI = \frac{\text{tělesná hmotnost v kg}}{(\text{tělesná výška v m})^2}$$

1.5.6 Vyšetření stoje na dvou vahách

Vyšetření na dvou vahách patří mezi standardní vyšetření pro ověření klidové aspekce. Při měření proband stojí ve spodním prádle klidně vzpřímen tak, že každá noha stojí na jedné váze. Váhy stojí displeji od sebe, vzájemně se nedotýkají a jsou umístěné na horizontální podložce. (Dvořák, 2000)

Dle Lewita je vhodné využít pro vyšetření stoje na dvou vahách ne příliš citlivé osobní váhy s průměrnou chybou 1 kg. Hranice fyziologického rozdílu stranového zatěžování je považována difference 4 kg pro vyšetřovaného s průměrnou hmotností (Lewit, 1990).

Podle Gútha rozdíl zatěžování jedné dolní končetiny vůči druhé u zdravého jedince by neměl být větší než 4 kg u dítěte a 5 kg u dospělého (Gúth,2004).

Véle stanovil rozdíl zatěžování dolních končetin menší než 10% hmotnosti těla a kolísání hodnot by nemělo přesáhnout hodnotu 2% tělesné hmotnosti (Véle, 2006).

II. EMPIRICKÁ ČÁST

2.1 Metodologie.

2.1.1 Cíl práce

Zhodnotit rozdíl zatížení dolních končetin u amputací ve stehně a v bérce. Prokázat neschopnost pacientů udržet vyvážený stoj a nalézt faktory ovlivňující jednostranné zatěžování dolní končetiny

2.1.2 Pracovní hypotézy

- Hypotéza 1.: Probandi s amputací ve stehně budou mít větší rozdíl zatížení, než probandi s bérceovou amputací
- Hypotéza 2.: Probandi budou preferovat neamputovanou dolní končetinu jako opornou.
- Hypotéza 3.: Strana amputace nebude mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin.
- Hypotéza 4.: Doba používání protetické pomůcky bude mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin.
- Hypotéza 5.: Probandi s amputací ve stehně i v bérce budou překračovat fyziologickou normu rozdílu jednostranného zatížení.
- Hypotéza 6.: BMI bude mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin

2.1.3 Výzkumné situace

- a) První hypotézu prokážu v této výzkumné situaci:

Zamítnout $H_0: P_{SA} = P_{BA}$, prokázat $H_A: P_{SA} > P_{BA}$.

Vysvětlivky: P_{SA} – probandi se stehenní amputací, P_{BA} – probandi s bérceovou amputací

b) Druhou hypotézu prokážu v této výzkumné situaci:

Zamítnout $H_0: Z_N = Z_A$, prokázat $H_A: Z_N > Z_A$

Vysvětlivky: Z_N – zatížení neamputované končetiny, Z_A – zatížení amputované končetiny

c) Třetí hypotézu prokážu v této výzkumné situaci:

Zamítnout $H_A: P \neq L$, prokázat $H_0: P = L$

Vysvětlivky: P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina

d) Čtvrtou hypotézu prokážu v této výzkumné situaci:

Zamítnout $H_0: \beta = 0$, prokázat $H_A: \beta \neq 0$

Vysvětlivky: β – regresní koeficient

e) Pátou hypotézu prokážu v této výzkumné situaci:

1. Zamítnout $H_0: R_Z = F_1$, prokázat $H_A: R_Z > F_1$

Vysvětlivky: R_Z – rozdíl zatížení, F_1 – fyziologická norma rozdílu zatížení dle Véleho (10%)

2. Zamítnout $H_0: R_Z = F_2$, prokázat $H_A: R_Z > F_2$

Vysvětlivky: R_Z – rozdíl zatížení, F_2 – fyziologická norma rozdílu zatížení dle Lewita (4 kg)

3. Zamítnout $H_0: R_Z = F_3$, prokázat $H_A: R_Z > F_3$

Vysvětlivky: R_Z – rozdíl zatížení, F_3 – fyziologická norma rozdílu zatížení dle Gútha (5 kg)

f) Šestou hypotézu prokážu v této výzkumné situaci:

Zamítnout $H_0: \beta = 0$, prokázat $H_A: \beta \neq 0$

Vysvětlivky: β – regresní koeficient

2.1.4 Úkoly

- a) Zhodnotit literární řešerši pojmů reakční síla, protéza, posturální stabilita, bipedální stoj, amputace dolní končetiny
- b) Vybrat probandy dle kritérií pro uskutečnění této studie
- c) Provést vlastní studii na dostatečném počtu probandů (n= 30)
- d) Analyzovat výsledky vzhledem k cílům a pracovním hypotézám

2.1.5 Soubor a výběr

Pro studii byly použity výsledky pacientů rehabilitační kliniky Fakultní nemocnice v Hradci Králové s diagnózou Z 896 (Získané chybění nohy nad kolenem) a Z 895 (Získané chybění nohy v nebo pod kolenem) s tím, že pokud se jednalo o pacienty s diagnózou Z 895, byli vybráni pouze ti pacienti, u kterých proběhla amputace v úrovni pod kolenem, jelikož pacienti s exartikulací v kolenním kloubu nebyli předmětem zkoumání. Bylo vyšetřeno celkem 30 probandů z toho 25 mužů a 5 žen. Průměrný věk probandů byl 63 let a věkový rozptyl byl 29 - 78 let. Průměrná hmotnost probandů byla 83 kg s rozptylem 51 - 114 kg a průměrná výška probandů byla 172 cm s rozptylem 158 - 185 cm. V této skupině probandů byl každý pacient měřen pouze jednou. S ohledem na výzkum R. Dvořáka, který standardizoval metodiky vyšetření stoji na dvou vahách, není důvod měření provádět vícekrát.

2.1.6 Organizace

Celá studie probíhala od října 2011 do března 2012. Testování probíhalo v kineziologické laboratoři rehabilitační kliniky Fakultní nemocnice v Hradci Králové na tenzometrických plošinách typu Bertec se softwarem ProVec 6.0. Měření probíhalo standardně za stejných podmínek a testování prováděli vyškolení zaměstnanci Fakultní nemocnice v Hradci Králové.

2.1.7 Metody zjišťování jednotlivých parametrů

2.1.7.1 Tělesná hmotnost

Vážení probanda bylo provedeno na tenzometrické plošině, protože v základním vybavení softwaru je počáteční vážení probanda před jakýmkoliv vyšetřením na tenzometrické plošině. Proband byl vybaven protézou a byl oblečen. Odchylka od metodiky Haladové a Nechvátalové pro vážení vznikla z důvodů, že nácvik stoje u pacientů je vždy prováděn v obuvi a neobutá protéza nemá ideální oporné vlastnosti pro stoj. Proband byl oblečen z důvodu lepšího komfortu při měření, a pokud bylo nezbytně nutné, byl vybaven dvěma francouzskými berlemi pro udržení stability. Tyto opěrné pomůcky však nebyly opřeny o plochy tenzometrických plošin, aby nezkreslovaly měření.

2.1.7.2 Tělesná výška

Měření výšky probandů probíhalo za standardizovaných podmínek pro měření výšky při nástupu probanda na rehabilitační kliniku Fakultní nemocnice v Hradci Králové. Metoda, kterou využívají zdravotní sestry pro měření výšky pacientů, se nijak neliší od metodiky dle Haladové a Nechvátalové, a proto nebyl důvod proč probandy znovu přeměřovat.

2.1.7.3 Délka amputačního pahýlu

Při měření amputačního pahýlu jsem měřil „anatomickou délku“ dolní končetiny, tedy od trochanter major po kónus amputačního pahýlu. Měření probíhalo v leže a měření u probanda s amputací ve stehně se nelišilo od měření probanda s amputací v bérce. Tento typ měření je standardní pro rehabilitační kliniku Fakultní nemocnice v Hradci Králové i přes to, že Dungle pro měření amputačního pahýlu používá vzdálenost od nejbližšího zachovalého kloubu po kónus. Typ měření podle Dungle však pro tento výzkum nebyl ideální, protože vzdálenost kyčel – kónus (u pacientů se stehenní amputací) a koleno – kónus (u pacientů s bérceovou amputací) není možné validně srovnávat z funkčního hlediska kvůli porporcionalitě jednotlivých segmentů.

2.1.7.4 Vyšetření stoje na dvou vahách

Při měření stál proband oblečen a obut a vybaven protézou. Tato odchylka od metodiky dle Dvořáka byla zavedena ze stejných důvodů jako u vážení probandů. Pokud bylo možno, byl proband bez opěrných pomůcek. Někteří probandi však byli měřeni s opěrnými pomůckami z důvodu bezpečnosti. Proband stál klidně vzpřímen tak, že každá noha stála na jedné tenzometrické plošině a pokud byl vybaven opěrnými pomůckami, byly opřeny mimo tenzometrickou plošinu.

Každý proband dostal stejné informace pro provedení vážení

- a) Postavit se na vyznačená místa každou nohou na jednu tenzometrickou plošinu
- b) Nohy mají být rovnoběžné, ve stejné vzdálenosti od středové čáry rozdělující tenzometrické plošiny
- c) Stát rovně, ruce podél těla a dívat se kupředu

Pokud nebyl proband schopen provést měření bez opěrných pomůcek, dostal tyto další informace

- d) Berle musí být opřeny mimo tenzometrické plošiny
- e) Opírat se o berle „co nejméně“

2.1.8 Metody zpracování dat

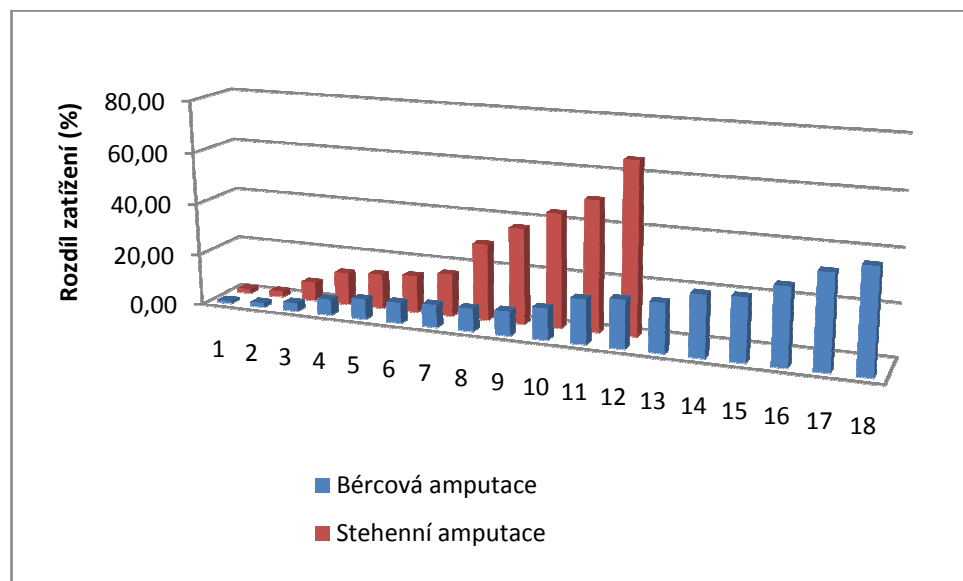
Celkový záznam na tenzometrické plošině činí 20 sekund. Hodnoty, které jsem použil pro studii byly v rozsahu 10. – 16. sekundy. Tento záznam byl vyhodnocen softwarem ProVec 6.0 a dále byla data exportována do programu OpenOffice.org 3.3, kde byla dále upravována tak, aby bylo možné je finálně zpracovávat v programu Microsoft® Excel 2007. Statistické zpracování probíhalo na programu NCSS 6.0.2.

3. Výsledky

3.1 Porovnání rozdílů zatížení u stehenních a bércoých amputací

Jako základní popisné charakteristiky pro potvrzení nebo vyvrácení této pracovní hypotézy jsem využil absolutní hodnoty procentuálního rozdílu zatížení končetin při stožení. Průměrný rozdíl zatížení u probandů s amputací v bérce je 15,11% a u probandů s amputací ve stehně je 24,44%. Tento trend nestejného zatížení ukazuje i grafu č.:1.

Graf č.:1 Porovnání rozdílu zatížení u bércové a stehenní amputace



Hodnota významnosti t- testu byla vypočítána pomocí programu NCSS 6.0.2. Test byl proveden jednostranným jedno – výběrovým t – testem. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: P_{SA} = P_{BA}$ versus $H_A: P_{SA} > P_{BA}$ dopadlo následovně.

$$H_0: P_{SA} = P_{BA}$$

$$H_A: P_{SA} > P_{BA}$$

$$P - \text{hodnota} = 0,041 < 0,05$$

ZAMÍTÁM H_0 , POTVRZUJI H_A

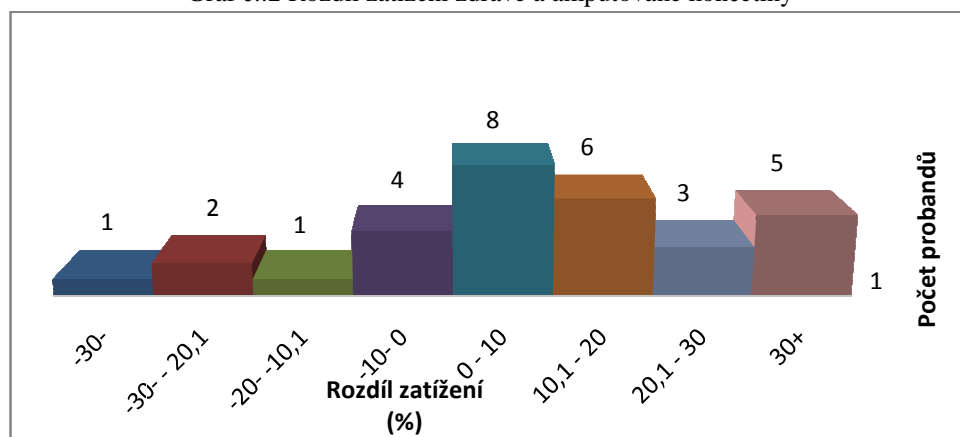
Při řešení této pracovní hypotézy jsem došel k závěru, že probandi s amputací ve stehně statisticky významně mají větší rozdíl zatížení než probandi s amputací v bérce. Tím jsem potvrdil první pracovní hypotézu.

3.2 Porovnání zatížení zdravé a amputované končetiny

Základní popisné charakteristiky pro potvrzení nebo vyvrácení této pracovní hypotézy jsou uvedeny v tabulce č.:1. Hodnoty jsou brány jako střední hodnota (průměr). Z důvodu interpretace pracovní hypotézy ve sloupci „Rozdíl“ kladné hodnoty značí preferovanou =zdravou (neamputovanou) končetinu a záporné hodnoty značí preferovanou amputovanou končetinu. (viz příloha - tabulka č.: 1 Data rozdílů zdravé a amputované končetiny)

Uvedené charakteristiky ukazují jasnou preferenci pro zdravou (neamputovanou) dolní končetinu. Tento trend je patrný i v grafu č.: 2. Větší četnost rozptylu v kladných hodnotách je ukazatelem pro jednostrannou preferenci zdravé dolní končetiny.

Graf č.:2 Rozdíl zatížení zdravé a amputované končetiny



Hodnota významnosti t- testu byla vypočítána pomocí programu NCSS 6.0.2. Test byl proveden jednostranným jedno - výběrovým t – testem. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: Z_N = Z_A$ versus $H_A: Z_N > Z_A$ dopadlo následovně.

$$H_0: Z_N = Z_A$$

$$H_A: Z_N > Z_A$$

P – hodnota = 0,040 < 0,05

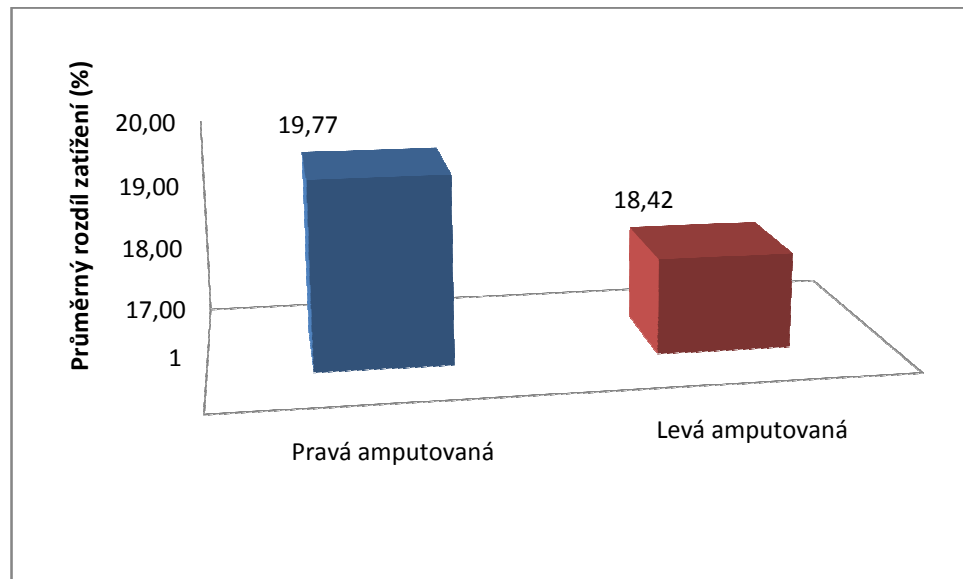
ZAMÍTÁM H_0 , POTVRZUJI H_A

Probandi statisticky významně preferují neamputovanou dolní končetinu jako opornou. Tím jsem potvrdil druhou pracovní hypotézu.

3.3 Závislost strany amputace na rozdílu zatížení dolních končetin

Pro potvrzení nebo vyvrácení pracovní hypotézy jsem použil střední hodnotu (průměr) z mediánů. Graf č.: 3 ukazuje průměrný procentuální rozdíl pro pravou a levou amputovanou končetinu.

Graf č.:3 Porovnání pravé a levé amputované DK



Hodnota významnosti t- testu byla vypočítána pomocí programu NCSS 6.0.2. Test byl proveden jednostranným jedno - výběrovým t – testem. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: P = L$ versus $H_A: P \neq L$ dopadlo následovně.

$$H_0: P = L$$

$$H_A: P \neq L$$

$$P = 0,348 > 0,05$$

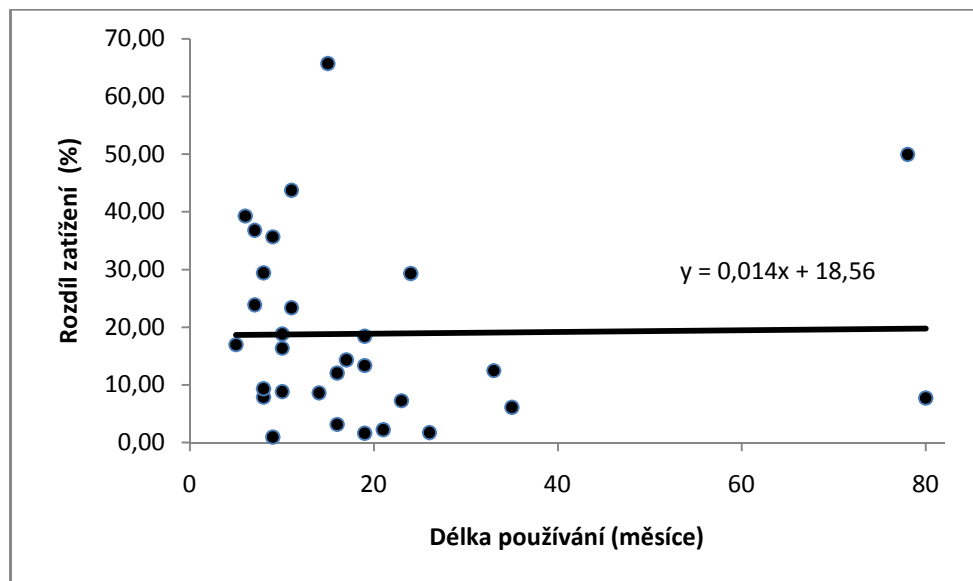
POTVRZUJI H_0 , ZAMÍTÁM H_A

Ze statistického řešení vyplývá, že strana, na které byla provedena amputace, nemá vliv na rozdíl zatížení dolních končetin při stožení. Tím jsem potvrdil třetí pracovní hypotézu.

3.4 Závislost rozdílu zatížení dolních končetin na čase

Pro potvrzení nebo vyvrácení pracovní hypotézy jsem využil hodnoty doby používání protetické pomůcky a to jako počet měsíců od provedení amputace po statistické zpracování (4. 4. 2012). Vzorek probandů, který byl použit pro tuto studii, nebyl rovnoměrný a většina (93,3 %) probandů používala protetickou pomůcku méně jak 36 měsíců (3 roky). Regresní koeficient této populace se blíží nule.

Graf č.:3 Závislost rozdílu zatížení na čase



Legenda: y – závisle proměnná

Tato pracovní hypotéza byla zpracovávána jednoduchým lineárním regresním modelem pomocí programu NCSS 6.0.2. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: \beta = 0$ versus $H_A: \beta \neq 0$ dopadlo následovně.

$$Y = \alpha + \beta x + \varepsilon$$

Legenda: Y – závisle proměnná, α – konstanta, β – regresní koeficient, x – nezávisle proměnná, ε - chyba

$$H_0: \beta = 0$$

$$H_A: \beta \neq 0$$

$$P = 0,932 > 0,05$$

POTVRZUJI H_0 , ZAMÍTÁM H_A

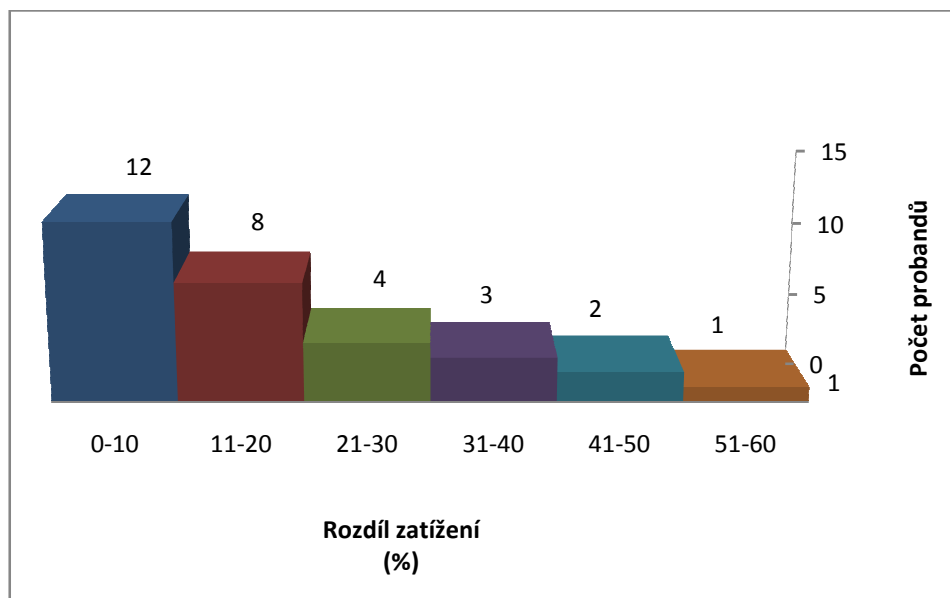
Ze statistického řešení vyplívá, že doba používání protetické pomůcky nebude mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin. Tím jsem nepotvrdil čtvrtou pracovní hypotézu.

3.5 Porovnání rozdílu zatížení u probandů s amputací s fyziologickou normou

Základní popisné charakteristiky pro potvrzení nebo vyvrácení této pracovní hypotézy jsou uvedeny v tabulce č.:2. Hodnoty jsou brány jako střední hodnota (průměr). Z důvodu interpretace pracovní hypotézy ve sloupci „Rozdíl 1 – Rozdíl 3“ jsou vyznačeny hodnoty, které přesahují fyziologickou hodnotu dle jednotlivých autorů pro rozdíl zatížení končetin ve stoji. (viz příloha - tabulka č.:2 Hodnoty rozdílů pro jednotlivé normy)

Uvedené charakteristiky ze sloupce Rozdíl 1 ukazují, že většina probandů (60 %) přesahuje fyziologickou normu pro rozdíl zatížení končetin ve stoji, kterou stanovil Véle (10%). Tento trend je patrný i v grafu č.:4.

Graf č.:4 Fyziologická norma dle Véleho



Hodnota významnosti t- testu byla vypočítána pomocí programu NCSS 6.0.2. Test byl proveden jednostranným jedno - výběrovým t – testem. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: R_Z = F_1$ versus $H_A: R_Z > F_1$ dopadlo následovně.

$H_0: R_Z = F_1$

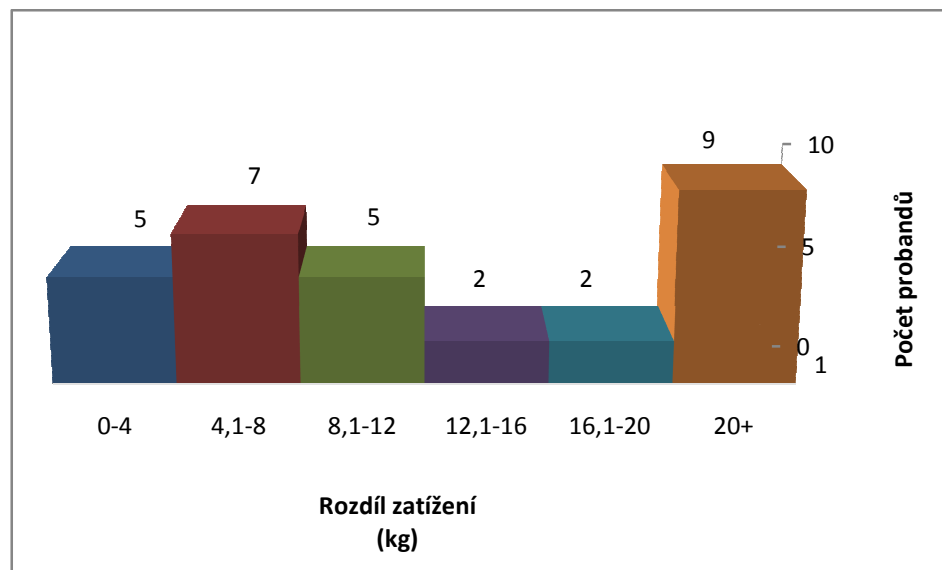
$H_A: R_Z > F_1$

$P = 0,002 < 0,05$

ZAMÍTÁM H_0 , POTVRZUJI H_A

Uvedené charakteristiky ze sloupce Rozdíl 2 ukazují, že většina probandů (83,3 %) přesahuje fyziologickou normu pro rozdíl zatížení končetin ve stoji, kterou stanovil Lewit (4 kg). Tento trend je patrný i v grafu č.:5.

Graf č.:5 Fyziologická norma dle Lewita



Hodnota významnosti t- testu byla vypočítána pomocí programu NCSS 6.0.2. Test byl proveden jednostranným jedno - výběrovým t – testem. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: R_Z = F_2$ versus $H_A: R_Z > F_2$ dopadlo následovně.

$H_0: R_Z = F_2$

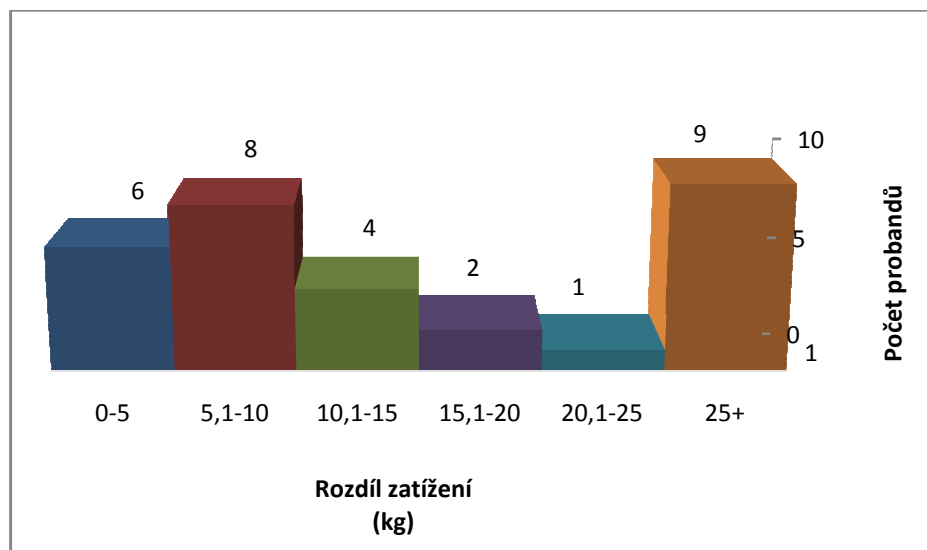
$H_A: R_Z > F_2$

$P = 0,000 < 0,05$

ZAMÍTÁM H_0 , POTVRZUJI H_A

Uvedené charakteristiky ze sloupce Rozdíl 3 ukazují, že většina probandů (80 %) přesahují fyziologickou normu pro rozdíl zatížení končetin ve stoji, kterou stanovil Gúth (5 kg). Tento trend je patrný i v grafu č.:6.

Graf č.:6 Fyziologická norma dle Gútha



Hodnota významnosti t- testu byla vypočítána pomocí programu NCSS 6.0.2. Test byl proveden jednostranným jedno - výběrovým t – testem. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: R_Z = F_3$ versus $H_A: R_Z > F_3$ dopadlo následovně.

$$H_0: R_Z = F_3$$

$$H_A: R_Z > F_3$$

$$P = 0,000 < 0,05$$

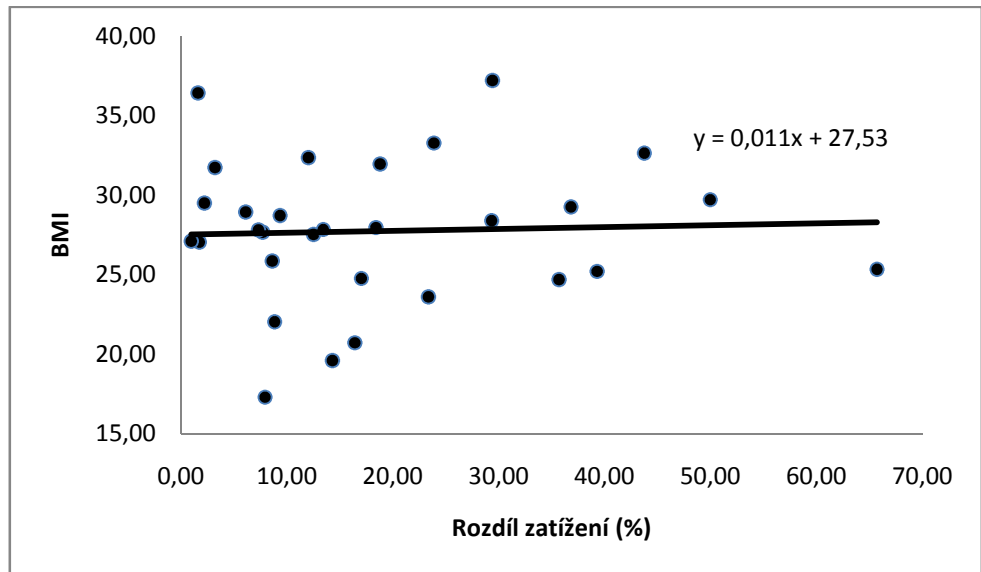
ZAMÍTÁM H_0 , POTVRZUJI H_A

Ze statistického řešení vyplývá, že probandi s amputací ve stehně i v bérce významně překračují fyziologickou normu rozdílu jednostranného zatížení. Bral jsem v potaz tři možné fyziologické normy podle tří různých autorů a ve všech řešeních tato norma byla překračována. Tím jsem potvrdil pátou pracovní hypotézu.

3.6 Závislost BMI na rozdílu zatížení dolních končetin

Pro potvrzení nebo vyvrácení pracovní hypotézy jsem využil hodnoty Body Mass Indexu (BMI). Tyto hodnoty určují poměr tělesné hmotnosti a výšky. Vzorek probandů, který byl použit pro tento výzkum, neměl normální váhu tedy BMI 18,5 – 24,9 z 80%. Regresní koeficient této populace se blíží nule.

Graf č.:7 Závislost rozdílu zatížení na BMI



Legenda: y – závisle proměnná

Tato pracovní hypotéza byla zpracovávána jednoduchým lineárním regresním modelem pomocí programu NCSS 6.0.2. Hladina významnosti byla stanovena pro $n = 30$ na $\alpha = 0,05$ (5%). Testování hypotézy $H_0: \beta = 0$ versus $H_A: \beta \neq 0$ dopadlo následovně.

$$Y = \alpha + \beta x + \varepsilon$$

Legenda: Y – závisle proměnná, α – konstanta, β – regresní koeficient, x – nezávisle proměnná, ε - chyba

$$H_0: \beta = 0$$

$$H_A: \beta \neq 0$$

$$P = 0,814 > 0,05$$

POTVRZUJI H_0 , ZAMÍTÁM H_A

Ze statistického řešení vyplývá, že Body Mass Index (BMI) nebude mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin. Tím jsem nepotvrdil šestou pracovní hypotézu.

4. Diskuze

V této části bych chtěl zhodnotit a diskutovat výsledky této práce, upozornit na sporné body a úskalí teoretické části bakalářské práce. Také srovnat výsledky této práce s teoretickými znalostmi této problematiky.

Pro tento výzkum byl použit vzorek populace třiceti lidí s amputací ve stehně a v bérce. Tito probandi byli pacienti Fakultní nemocnice v Hradci králové v období od října 2011 do března 2012. Vzorek třiceti probandů je z mého pohledu pro tuto práci dostačující, protože již na tomto počtu probandů byly tendence k prokázání nebo vyvrácení mých hypotéz patrné. Je samozřejmostí, že pro statistické zpracování by bylo vhodnější zapojení do výzkumu větší počet probandů, na druhou stranu v daném termínu šesti měsíců a s možnou kapacitou protetického oddělení nebylo možné provést měření na více probandech.

Z metodického hlediska by bylo vhodné, aby vzorek probandů byl homogenní. Na rozdíl zatížení dolních končetin má vliv velké množství faktorů. V této práci jsem se věnoval jen některým a právě proto homogenita skupiny zde podle mého názoru hraje velký vliv. Snahou bylo získat co možná nejvíce ucelenou homogenní skupinu podle kritérií stejného věku, somatických parametrů (délka amputačního pahýlu) a schopností stát bez opěrných pomůcek. I přes to, že výzkum probíhal šest měsíců, vzorek nebyl ve všech parametrech stejný a tato interindividuální rozdílnost mohla vyvolat skreslení naměřených dat.

Jak jsem již zmiňoval výše, nebylo v mých silách zkoumat veškeré faktory, které mohou mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin. Pro tuto práci mě zajímaly tyto parametry probandů: Věk, pohlaví, strana amputace, výška amputace, uplynulá doba od výkonu amputace, hmotnost probanda, výška probanda a délka amputačního pahýlu. Tyto somatometrické a interindividuální parametry jsem měřil tak, jak jsem již popsal v kapitole 2.1.7. Dále jsem měřil zatížení obou dolních končetin a zbylé hodnoty, které byly použity v této práci (průměrný rozdíl zatížení, zatížení berlí, BMI, apod.) byly počítány v programu Microsoft® Excel 2007. Tyto naměřené hodnoty jsou zatížené určitou chybou měření, protože není možné zajistit, aby veškeré somatometrické hodnoty měřil ten samý pracovník dle standardizované metodiky. Je samozřejmostí, že i naměřená data na tenzometrické plošině budou zatížené určitou chybou, jelikož se ukázalo, že hodnoty z tenzometrické plošiny mají stejnou validitu jako hodnoty naměřené na osobní váze (Dvořák, 2002) i přes to, že osobní váha je kalibrovaná na chybu měření 0,5 kg (do měřené hmotnosti 100 kg) a 1 kg (nad měřenou hodnotu 100 Kg) a tenzometrická plošina Bertec měřila na tři desetinná místa (gramy). Poslední možnou chybou měření, která může mít vliv na zkreslení výsledků je samotné zpracování dat. Přepočítání z reakční síly na zatížení dolní končetiny byl přepočítáván zaokrouhlenou hodnotou gravitačního zrychlení. Také přepočítání na procentuální zatížení bylo automaticky zaokrouhlováno a v neposlední řadě výpočet zatížení berlí byl počítán jako doplněk součtu zatížení jednotlivých končetin k celkové hmotnosti. Největší vliv na možnou chybu měření musí mít fakt používání průměru místo pro výslednou hodnotu jemnějšího mediánu. Pro použití průměru mám však zdůvodnění, protože rozdíl mezi průměrem a mediánem činil v největším rozdílu 3,4 N tedy podle přepočtu na kilogramy: 0,34 Kg. Takto

malé nuance se mě zdály dostatečně zanedbatelné v závislosti na měření hmotnosti (kapitola 2.1.7.1).

Metodika pro měření rozdílu zatížení dolních končetin po amputaci ve stehně a v bérce není sjednocena. V posledních deseti letech proběhlo několik výzkumů, které popisovaly tuto problematiku, ale žádná práce se nezabývala tolika parametry a tudíž není popsán vliv jednotlivých parametrů na rozdíl zatížení dolních končetin. Výběr parametrů, které jsem v této práci použil, byl kombinací parametrů, které ovlivňují stoj na dvou vahách (Dvořák, 2002), posturální stabilitu (Vařeka, 2009) a parametry které ovlivňují laterality u pacientů s amputací (Kolářová, 2011). Metodika somatometrie je zpracovaná a ucelená (Haladová & Nechvátalová, 2003), ale v této práci jsem se nedržel zcela postupu dle metodiky, jak jsem se již zmiňoval v kapitole 2.1.7.

Při prokazování mých pracovních hypotéz jsem se dopracoval k těmto závěrům:

Prokázal jsem, že probandi s amputací ve stehně mají větší rozdíl zatížení, než probandi s bérceovou amputací. Probandi s bérceovou amputací mají průměrný rozdíl zatížení 15,11% své tělesné hmotnosti a probandi se stehenní amputací 24,44%. Tento trend, tedy srovnání probandů podle rozdílu zatížení je i patrný na grafu 1. Tento výsledek je i logický, protože délka amputačního pahýlu určuje schopnost pacienta využívat protetickou pomůcku (Dungl, 2005). I přes to, že délka amputačního pahýlu byla měřena jinak, než doporučuje Dungl, se tato hypotéza potvrdila.

Prokázal jsem, že probandi preferují zdravou dolní končetinu jako opornou. Výsledně z 30 probandů s amputací preferovalo (zatěžovalo dolní končetinu více než 50% své hmotnosti) 22 probandů zdravou dolní končetinu. Z grafu 2 je vidět jasná převaha rozptylové četnosti preference pro zdravou končetinu. Tato hypotéza je v souladu s naměřenými hodnotami z výzkumu B. Kolářové (Kolářová, 2011).

Prokázal jsem, že strana amputace nebude mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin. Tato pracovní hypotéza se zakládala na teorii, že laterality nemá vliv na rozdíl zatížení dolních končetin. Pokud by tato hypotéza byla pravdivá, nebyl by možný symetrický stoj. Pro dokázání této pracovní hypotézy byl využit průměr mediánů, aby výsledná hodnota nebyla ovlivněna krajními hodnotami. Z grafu 3 je vidět, že tyto průměry se od sebe liší 1,35% rozdílu zatížení. Tato hodnota je tak statisticky nevýznamná i v takto malé populaci jako je tento vzorek třiceti probandů.

Neprokázal jsem, že doba používání protetické pomůcky má vliv na rozdíl zatížení dolních končetin. Využil jsem hodnoty doby používání protetické pomůcky a to jako počet měsíců od provedení amputace po statistické zpracování (4. 4. 2012). Vzorek probandů, který byl použit pro tuto studii, nebyl rovnoměrný a většina (93,3 %) probandů používala protetickou pomůcku méně jak 36 měsíců (3 roky). Je možné, že pokud by bylo zastoupení probandů rovnoměrné podle časové osy, výsledky by se mohly lišit od naměřených hodnot. Tato pracovní hypotéza se zakládala na logické domněnce, že proband, který používá protetickou pomůcku delší období, bude s protézou „sžítý“ více, než proband který ji používá krátce a tedy rozdíl zatížení bude menší. Samozřejmě se do této pracovní hypotézy nedají

zahrnou faktory jako předešlý trénink s protézou nebo aktivní užívání protézy, které bude mít na rozdíl zatížení dolních končetin bezesporu vliv.

Prokázal jsem, že probandi s amputací ve stehně i v bérce překračují fyziologickou normu rozdílu jednostranného zatížení. V této práci jsem srovnával tři normy fyziologického rozdílu jednostranného zatížení a ve všech normách probandi překračovali tyto hodnoty. Tabulka 2 jasně ukazuje, že většina probandů tyto jednotlivé normy překračovala. Nejvíce probandů (40%) splňovalo normu dle Věleho (10% rozdíl zatížení). Tento trend je patrný na grafu 4. Normu dle Lewita (4 kg rozdíl zatížení) splňovalo nejméně probandů, pouhých 16,7%. To je zjevné na grafu 5. Normu dle Gútha (5 kg rozdíl zatížení) splňovalo 20% probandů a to je možné vyčíst z grafu 5. Tento výsledek pracovní hypotézy se dal předpokládat, protože tyto normy jsou nastavené pro „zdravé“ jedince bez úrazů nebo úrazových reziduí.

Neprokázal jsem, že BMI bude mít vliv na rozdíl zatížení dolních končetin. Tato pracovní hypotéza nebyla potvrzena z několika možných důvodů. Jako první důvod je, že vzorek probandů z 80% neměl normální index BMI (18,5 – 24,9). Další možný důvod je, že nebyl zohledněn vliv věku na fyziologický růst BMI v závislosti na věku. Jako poslední možný důvod dle mého názoru je, že BMI u probandů s amputací nemůže být validní, jelikož hmotnost probanda musí být změněna o hmotnost končetiny, která mu byla odejmuta.

Závěr

Cílem práce bylo porovnat mnou vybrané parametry zatížení dolních končetin u amputací ve stehně a v bérce, prokázat neschopnost probandů udržet vyvážený stoj a nalézt faktory ovlivňující jednostranné zatěžování dolní končetiny.

Na základě této práce mohu prokázat, že probandi nejsou schopni udržet vyvážený stoj a to nejen podle normy, kterou zavedl Véle (10%), ale i Lewit (4 kg) nebo Gúth (5 kg). Dále podle této práce mohu říci, že pacienti s amputací ve stehně budou mít větší rozdíl zatížení, než pacienti s bérceovou amputací. Jednotlivé parametry, kterými jsem se zabýval v této práci, prokázaly ve většině případů svůj vliv na jednostranné zatěžování dolní končetiny.

Podle této práce je zjevné, že probandi, kteří se účastnili tohoto výzkumu, mají asymetrický stoj s preferencí zdravé dolní končetiny jako oporné. Toto nefyziologické držení těla ve stoji se může promítat jak do chůze, tak i do činností běžného denního života. U pacientů s tímto typem postižení je tedy nutný trénink pro uvědomění si správného rozložení hmotnosti na obě dolní končetiny.

Anotace

Autor:	Zbyněk Lášek
Instituce:	Rehabilitační klinika Fakultní nemocnice Hradec Králové
Název práce:	Porovnání parametrů zatížení dolních končetin ve stoji po amputaci ve stehně a v bérce
Vedoucí práce:	Mgr. Ondřej Němeček
Počet stran:	56
Počet příloh:	3
Rok obhajoby:	2012
Klíčová slova:	Reakční síla, protéza, posturální stabilita, bipedální stoj, amputace dolní končetiny

Souhrn:

V této bakalářské práci jsem se zabýval zatížením dolních končetin u pacientů s amputací ve stehně a v bérce ve stoji a především rozdílem v zatěžování zdravé a amputované dolní končetiny. Měření stability vzpřímeného stoje probíhalo na vzorku třiceti probandů za pomoci tenzometrické plošiny. Výsledky ukazují, že některé vybrané parametry mají vliv na rozdíl zatížení dolních končetin a normy pro fyziologický rozdíl stranového zatěžování jsou u probandů s amputací významně překračovány.

Annotation

Author:	Zbyněk Lášek
Institution:	Clinic of physical therapy in Teaching Hospital Hradec Králové
Title bachelor thesis :	Coparing parametres of loading lower limbs in posture after amputation of thigh and lower leg
Thesis supervisor:	Mgr. Ondřej Němeček
Number of pages:	56
Number of enclosures:	3
Year of defense:	2012
Key words:	reaction power, prosthesis, postural stability, bipedal posture, mputation of lower limb

Summary:

In this bachelor thesis, I dealt with loading lower limb of patients with amputated thigh and lower leg in posture and I primarily focused on the differences in loading between healthy and amputated lower limb. I ran through the stability measurement of erected posture on a sample of thirty probands by using strain platform. The results show, that few chosen parameters influence the difference in loading lower limbs and the standards for physiological difference of side loading are significantly surpassed at patients with amputation.

Použitá literatura

1. DUNGL, Pavel, et al. *Ortopedie*. Vyd. 1. Praha 7 : Grada Publishing ,a.s, 2005. 2129 s. ISBN 80-247-0550-8
2. SOSNA, A, et al. *Základy ortopedie*. Praha : Triton, 2001. 175 s. ISBN 80-7254-202-8.
3. ZEMAN, M, et al. *Speciální chirurgie*. Praha 5 : Galén, 2006. 575 s. ISBN 80-726-2260-9.
4. VOKURKA, M, et al. *Velký lékařský slovník*. 8. Praha 4 : Maxdorf, 2009. 1144 s. ISBN 978-
5. FIALA, O; HOLUB, V; KARPAŠ, K. *Ortopedie a základy ortopedické protetiky*. 2. přepracované vydání. Praha : Universita Karlova, 1976. 248 s. ISBN 60-112-74
6. 80-7345-166-0.
7. EIS, E; KŘIVÁNEK, F. *Ortopedie,traumatologie a ortopedická protetika*. 2.doplněné vydání. Praha : Avicenum, 1972. 384 s.
8. GÚTH, A. *Vyšetřovací metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutou*. Bratislava : Liečreh Gúth, 2004. 400 s. ISBN 80-88932-13-0.
9. RYCHLÍKOVÁ, E. *Manuální medicína : 3.rozšířené vydání*. Praha : Maxdorf, 2004. 530 s. ISBN 80-7345-010-0.
10. VÉLE, F. *Kineziologie : Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha 10 : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
11. TROJAN, S, et al. *Fyziologie : Učebnice pro lékařské fakulty*. Praha 1 : Avicenum, 1987. 1057 s.
12. SILBERNAGL, S; DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. Praha 1 : Avicenum, 1984. 328 s.
13. MOLNÁROVÁ, M. Postura : Význam, diagnostika a poruchy. *Rahabilitácia*. 2009, XLVI, 4, s. 195-205.
14. KEIDEL, W. *Stručná učebnica Fyziológie*. Bratislava : Slovenskej akademie vied, 1973. 468 s.
15. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Praha 7 : Grada Publishing ,a.s, 1999. 616 s. ISBN 80-7169-788-5.

16. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. první. Praha 5: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
17. UCHYTEL, J a D JANDAČKA. Zatížení dolních končetin při stoji u pacientů před výměnou kyčelního kloubu. *Rehabilitácia*. 2009, **XLVI**(46), 94-97.
18. HALADOVÁ, E a L NECHVÁTALOVÁ. *Vyšetřovací metody hybného systému*. druhé nezměněné. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2003. ISBN 80-7013-393-7.
19. WINTER, D. A.B.C. (anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking. Waterloo: Waterloo Biomechanics, 1995. ISBN 0969942001.
20. VAŘEKA, I a R VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
21. DVOŘÁK, R, Z KRAJNOVÁ, M JANURA a M ELFMARK. Standardizace metodiky klinického vyšetření stoje na dvou vahách. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, 7., č. 3, s. 102-105.
22. TOŠNEROVÁ, V, J HVĚZDOVÁ a Z MILÁČEK. Výsledky vyšetření na stabiligrafické plošině na rehabilitační klinice FN v Hradci Králové. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, roč. 11, č. 3, s. 118-121.
23. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část): řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129.
24. NOVÁKOVÁ, H, M TICHÝ a F ŤUPA. Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 2, s. 65-69.
25. KOLÁŘOVÁ, B, M JANURA a A KROBOT. Posturografická evaluace funkční adaptability po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, roč. 18, č. 2, s. 97-104.
26. JÍLEK, M. *Úroveň posturální regulace u osob s pozdními komplikacemi diabetu mellitus*. Brno, 2008. Dizertační práce. Masarykova univerzita v Brně.
27. JONES, M, G BASHFORD a B MUNRO. Developing prosthetic weight bearing in a knee disarticulation amputee. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1999, č. 45, s. 309-317
28. Force plates. *Bertec* [online]. [cit. 2012-02-26]. Dostupné z: <http://bertec.com/products/force-plates.html>
29. Medical Research Ltd. *Mie* [online]. [cit. 2012-02-26]. Dostupné z: <http://mie-uk.com/bertec/index.htm>

30. BROZMANOVÁ, B. *Ortopedická protetika*. Bratislava : Osveta, 1991. 480 s. ISBN 80-217-0133-1.
31. ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. Praha 7 : Grada Publishing ,a.s, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
32. Patobiomechanika a patokineziologie: kompendium. *Definice oboru Biomechanika* [online]. [cit. 2012-03-22]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/zaklady_definice.php
33. LEWIT, K. *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Nakladatelství dopravy a spojů, 1990. ISBN 80-7030-096-5.

Seznam tabulek a grafů

Graf č.:1 Porovnání rozdílů zatížení u bérkové a stehenní amputace

Graf č.:2 Rozdíl zatížení zdravé a amputované končetiny

Graf č.:3 Závislost rozdílů zatížení na čase

Graf č.:4 Fyziologická norma dle Véleho

Graf č.:5 Fyziologická norma dle Lewita

Graf č.:6 Fyziologická norma dle Gútha

Graf č.:7 Závislost rozdílů zatížení na BMI

Přílohy

Tabulka č.:1 Data rozdílu zdravé a amputované končetiny

N	C	Z	A	Rozdíl
	kg	kg	kg	%
1	63	43,36	19,37	38,07937
2	86	43,8	33,45	12,03488
3	69	8,86	54,2	-65,7101
4	56	26	18	14,28571
5	91,3	54,7	36,6	19,82475
6	85,3	43,6	41,4	2,579132
7	80,52	50,4	30,1	25,21113
8	87,6	57,6	25,3	36,87215
9	100	70,84	27,12	43,72
10	90	48,94	40,55	9,322222
11	90,3	50,99	39,31	12,93466
12	90,7	40,72	47,94	-7,96031
13	98	45,3	39,3	6,122449
14	114	69,98	42,77	23,86842
15	71	34,61	35,86	-1,76056
16	80	52,74	12,78	49,95
17	60	32,7	27,4	8,833333
18	73	39,64	33,36	8,60274
19	59,24	34,1	24,4	16,37407
20	80,91	32,2	47,1	-18,4155
21	107,8	53,9	52,2	1,576994

22	51,83	26,5	22,4	7,910477
23	74,2	43,4	30,8	16,98113
24	74,8	50,7	24,1	35,5615
25	114	33,3	66,9	-29,4737
26	84	41,72	42,52	-0,95238
27	74	10,02	27,3	-23,3514
28	90	58,2	31,81	29,32222
29	90,15	48,39	41,76	7,354409
30	104	50,1	53,42	-3,19231

Legenda: C – celková hmotnost probanda, Z – zatížení zdravé (neamputované) končetiny, A – zatížení amputované končetiny

Tabulka č.:2 Hodnoty rozdílů zatížení pro jednotlivé normy

n	C	P	L	Rozdíl 1	Rozdíl 2	Rozdíl 3
	kg	Kg	kg	%	kg	kg
1	63,0	43,36	19,37	39,30	23,99	23,99
2	71,0	35,86	34,61	1,70	1,25	1,25
3	86,0	43,80	33,45	12,03	10,35	10,35
4	80,0	12,78	52,74	49,95	39,94	39,94
5	60,0	27,40	32,70	8,80	5,30	5,30
6	69,0	8,86	54,20	65,70	45,34	45,34
7	73,0	33,36	39,64	8,60	6,28	6,28
8	56,0	26,00	18,00	14,30	8,00	8,00
9	59,2	24,40	34,10	16,40	9,70	9,70
10	91,3	54,70	36,60	18,80	18,10	18,10
11	80,9	47,10	32,20	18,40	14,90	14,90

12	85,3	43,60	41,40	2,20	2,20	2,20
13	80,5	50,40	30,10	12,50	10,40	10,40
14	107,8	52,20	53,90	1,60	1,70	1,70
15	51,8	22,40	26,50	7,90	4,10	4,10
16	74,2	30,80	43,40	17,00	12,60	12,60
17	87,6	57,60	25,30	36,80	32,30	32,30
18	74,8	24,10	50,70	35,70	26,60	26,60
19	100,0	70,84	27,12	43,72	43,72	43,72
20	114,0	66,90	33,30	29,40	33,60	33,60
21	84,0	42,52	41,72	0,95	0,80	0,80
22	74,0	27,30	10,02	23,35	17,28	17,28
23	90,0	48,94	40,55	9,32	8,39	8,39
24	90,0	31,81	58,20	29,30	26,40	26,40
25	90,2	41,76	48,39	7,30	6,63	6,63
26	90,3	50,99	39,31	13,40	11,70	11,70
27	90,7	40,72	47,94	7,70	7,21	7,21
28	104,0	53,42	50,10	3,19	3,32	3,32
29	98,0	45,30	39,30	6,10	6,00	6,00
30	114,0	69,98	42,77	23,87	27,21	27,21

Legenda: C – celková hmotnost probanda, P – pravá dolní končetina, L - levá dolní končetina