

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**  
**LÉKAŘSKÁ FAKULTA V HRADCI KRÁLOVÉ**  
REHABILITAČNÍ KLINIKA

**ZATÍŽENÍ DOLNÍCH KONČETIN U PACIENTŮ PO TEP  
KYČELNÍHO KLOUBU PŘI CHŮZI PO SCHODECH**

Bakalářská práce

Autor práce:

**Lucie Jirásková**

Vedoucí práce:

**Mgr. Ondřej Němeček**

**2012**

**CHARLES UNIVERSITY IN PRAGUE**  
**FACULTY OF MEDICINE IN HRADEC KRÁLOVÉ**  
DEPARTMENT OF REHABILITATION MEDICINE

**LOWER EXTREMITIES LOADING OF THE PATIENS  
AFTER TOTAL HIP JOINT REPLACEMENT DURING  
WALKING UP THE STAIRS**

Bachelor's thesis

Author:

**Lucie Jirásková**

Supervisor:

**Mgr. Ondřej Němeček**

**2012**

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

V Hradci Králové .....

.....

(podpis)

Chtěla bych poděkovat přednostce Rehabilitační kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové – doc. MUDr. Evě Vaňáskové, Ph.D, za možnost realizace daného měření v kineziologické laboratoři s využitím tenzometrické plošiny a primárce lůžkového oddělení MUDr. Janě Bielmeierové. Děkuji svému vedoucímu bakalářské práce Mgr. Ondřeji Němečkovi za cenné rady, ochotu a podnětné připomínky při zpracování této práce. Dále děkuji Mg. Ludmile Hylmarové a Mgr. Pavlíně Savkové za spolupráci a v neposlední řadě zúčastněným pacientům, bez kterých by tato práce nevznikla.

## OBSAH

ÚVOD .....	7
<b>1 TEORETICKÁ ČÁST .....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 KINEZIOLOGIE DOLNÍ KONČETINY .....</b>	<b>8</b>
1.1.1 KINEZIOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU .....	8
1.1.2 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU .....	11
1.1.3 KINEZIOLOGIE NOHY .....	13
<b>1.2 BIPEDÁLNÍ LOKOMOCE .....</b>	<b>16</b>
1.2.1 CHŮZE PO SCHODECH .....	19
1.2.1.1 TECHNICKÉ PARAMETRY SCHODŮ .....	22
<b>1.3 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA .....</b>	<b>23</b>
1.3.1 ZATÍŽENÍ DOLNÍCH KONČETIN A TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA .....	27
1.3.2 KOMPENZAČNÍ POMŮCKY .....	29
1.3.2.1 OPORNÉ - LOKOMOČNÍ POMŮCKY .....	30
<b>1.4 TENZOMETRICKÁ PLOŠINA .....</b>	<b>31</b>
<b>2 PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>	<b>33</b>
<b>2.1 VLASTNÍ VÝZKUM .....</b>	<b>33</b>
2.1.1 PRACOVNÍ CÍLE A HYPOTÉZY .....	33
2.1.2 METODIKA .....	35
<b>2.2 VÝSLEDKY .....</b>	<b>40</b>
2.2.1 ZKOUMANÝ SOUBOR .....	40

<b>2.2.2 VYHODNOCENÍ PRACOVNÍCH HYPOTÉZ .....</b>	<b>42</b>
<b>2.3 DISKUZE .....</b>	<b>55</b>
<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>58</b>
<b>ANOTACE .....</b>	<b>59</b>
<b>LITERATURA A PRAMENY .....</b>	<b>61</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>65</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ .....</b>	<b>66</b>
<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>68</b>
<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>69</b>

# ÚVOD

Kyčelní kloub se v důsledku bipedální lokomoce ve vertikální poloze stal nejexponovanějším místem lidského těla. Protínají se zde výsledné síly působící jak na horní polovinu trupu, tak i reakční síly vznikající při kontaktu nohy s podložkou. V dnešní době se uplatňuje aktivní přístup k životu, a proto patří umělé náhrady kyčelního kloubu k nejpočetněji zastoupeným kloubním náhradám. Vlastní výměna kloubu za nový, pro lidské tělo cizí materiál, sebou nese jistá opatření pro „ideální“ přijetí organismem. V rámci lokomočního pohybu je důležité zpočátku nezatěžovat operovaný kyčelní kloub plnou tělesnou hmotností. Používáním oporných – lokomočních pomůcek, v případě totální endoprotézy se nejčastěji jedná o dvě francouzské berle, se přenesou určitá zátěž na horní končetiny a lze tak cíleně dosáhnout odlehčení dané dolní končetiny dle doporučení lékaře. Tato situace by měla být zachovávána vždy, i za jakkoliv náročných podmínek, tedy i při chůzi po schodech.

V této bakalářské práci bylo na modelové situaci hodnoceno zatížení dolních končetin u pacientů po TEP kyčelního kloubu během chůze po schodech. Pro vyhodnocení výsledků bylo použito maximálních hodnot vertikálně působící reakční síly na operovanou dolní končetinu při chůzi do schodů a ze schodů s dvěma francouzskými berlemi při zachování správného stereotypu třídobé chůze po schodech.

# 1 TEORETICKÁ ČÁST

## 1.1 KINEZIOLOGIE DOLNÍ KONČETINY

Dolní končetiny zajišťují posturální aktivitu, dynamickou opornou bázi, udržují a korigují vzpřímené držení těla pro využití lokomoční funkce. Reakční síly vznikající při kontaktu dolních končetin s podložkou jsou přenášeny kraniálně z každé dolní končetiny přes kyčelní klouby, kdy se tyto síly protnou v pánvi. Jejich úkolem je absorbovat nárazy vznikající při lokomoci, aby se zabránilo poškození nosných tkání a osového systému (Véle, 1995; Véle, 2006).

### 1.1.1 KINEZIOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) svým geometrickým typem patří mezi klouby kulovité omezené, s hlubokou jamkou, která nedovoluje tak velký rozsah pohybu jakého lze dosáhnout u kloubu kulovitěho. Tento kloub má 3 osy a 3 stupně volnosti. Transverzální osa ležící ve frontální rovině umožňuje pohyby do flexe a extenze, anteroposteriorní osa ležící v sagitální rovině zajišťuje pohyby do abdukce a addukce a vertikální osa pohyby do vnitřní a vnější rotace. Kloub je tvořen jamkou – acetabulem na kosti kyčelní a hlavicí – *caput femoris*, čímž se vytvoří celek spojující dolní končetinu s trupem. Kloubní jamka i hlavice jsou kryty pružnou hyalinní chrupavkou, pouze část acetabula tvoří chrupavka vazivová, která zvyšuje okraje kloubní jamky (*labrum acetabuli*). Kloubní pouzdro je velmi silné, začíná při okrajích acetabula a upíná se na *collum femoris*, vpředu do úrovně *linea intertrochanterica* a vzadu proximálněji, takže se *crista intertrochanterica* nachází mimo kloub. Kloubní pouzdro je z přední strany zesilováno nejsilnějším vazem lidského těla, ligamentem *iliofemorale*. Další vazy zesilující kloubní pouzdro tvoří *ligamentum pubofemorale* a *ligamentum ischiofemorale* (viz Obr. 1). Oblast stehenního krčku cirkulárně obkružují vazivové snopce *zona orbicularis*, které jsou pokračováním *lig. pubofemorale* a *iliofemorale* (Čech & Pavlanský, 1978; Čihák, 2001).



Obr. 1 – Zesilující vazy kyčelního kloubu (Čihák, 2001).



modře = lig. iliofemorale, zeleně = lig. ischiofemorale, červeně = lig. pubofemorale

Pohyblivost kyčelního kloubu závisí na mohutnosti a průběhu vazů pouzdra a na tvarové úpravě artikulujících kostí. Ze základního postavení zaujímaného při vzpřímeném stoji lze provádět pohyby viz Tab. 1.

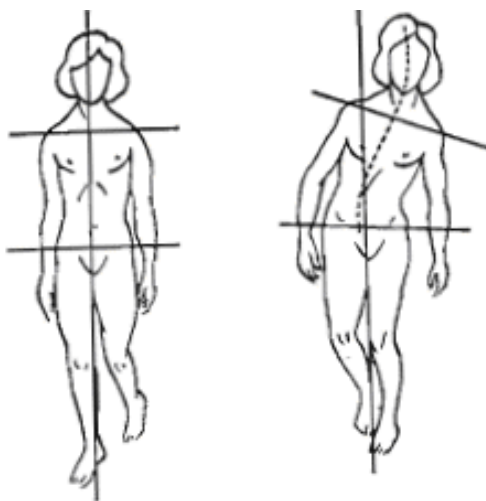
Tab. 1 – Rozsahy pohybu kyčelního kloubu a svaly uskutečňující daný pohyb (Dylevský, 2009b).

POHYB	ROZSAH POHYBU	SVALY VYKONÁVAJÍCÍ TENTO POHYB
<b>FLEXE</b>	do 120°	m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. sartorius, m. pectineus
<b>EXTENZE</b>	do 13°	m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. adductor magnus, m. gluteus medius
<b>ABDUKCE</b>	do 40°	m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae, m. gluteus minimus, m. piriformis
<b>ADDUKCE</b>	do 10°	mm. adductores – magnus, longus et brevis, m. gracilis, m. pectineus
<b>ZEVNÍ ROTACE</b>	do 15°	m. gluteus maximus, m. piriformis, m. quadratus femoris, mm. gemelli – superior et inferior, mm. obturatorii – externus et internus
<b>VNITŘNÍ ROTACE</b>	do 35°	m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae, m. gluteus medius

V této práci jsou uvedeny pouze nejdůležitější svaly se vztahem k danému tématu, nikoliv veškeré svaly podílející se na pohybech v kyčelním kloubu.

M. iliopsoas provádí flexi kyčelního kloubu, při stožení udržuje rovnováhu trupu jako antagonistu mm. glutei. M. gluteus maximus zabezpečuje vstávání ze sedu, chůzi do schodů a do kopce, kdy fixuje stojnou dolní končetinu, a laterální stabilitu pánve. Jeho zadní snopce provádějí extenzi a zevní rotaci, přední snopce abdukci a dolní snopce addukci kyčelního kloubu. M. gluteus medius se výrazně aktivuje při stožení na jedné dolní končetině nebo při stožení o úzké bázi. Svými svalovými snopci, zejména středními, přispívá ke stabilitě pánve. M. gluteus minimus má společnou funkci s předchozím svalem, oba se aktivují v situacích jednooporové fáze, mezi které patří chůze po rovině, bruslení, běhokování či běh, kdy se místo fáze dvojí opory vyskytuje letová fáze, o jejímž kvalitním provedení rozhoduje schopnost zajištění horizontální stability pánve (viz Obr. 2).

Obr. 2 - Správná funkce a oslabení abduktorů při chůzi (Kapandji, 1987).



Pelvitrochanterické svaly (m. piriformis, m. gemellus inferior et superior, m. obturatorius internus a m. quadratus femoris) se kromě zevní rotace podílejí na zajištění stability a integrity kyčelního kloubu. M. quadriceps femoris je důležitým svalem pro chůzi, kdy iniciuje vykročení. Uplatňuje se především během chůze v nerovném terénu, zatímco v prostém stožení tuto pozici zabezpečují svaly uložené distálněji. Tvoří významný článek při udržování vzpřímené postavy, neboť provádí extenzi v kolenním kloubu.

Mediální skupina svalů kyčelních zahrnuje *m. pectineus*, *mm. adductores longus, brevis et magnus*, *m. gracilis*, *m. obturatorius externus*. Tyto svaly se výrazně podílejí na držení pánve v horizontální rovině v kooperaci s abduktorovou skupinou svalů kyčelních. Flekční aktivita *m. biceps femoris*, *m. semimembranosus* a *m. semitendinosus* roste se stoupající anteverzí (flexí) pánve (Čech & Pavlanský, 1978; Čihák, 2001; Doubková & Linc, 2006; Dylevský, 2009a; Janda, 2004).

Svaly dolní končetiny jsou velmi mohutné v místech slabého vazivového aparátu kloubu a tam, kde nastává potřeba vytvořit brzdící systém zabraňující přetížení kloubu. Extenzorová skupina svalů kyčelního kloubu je proto mnohem silnější než skupina flexorová, stejně tak adduktory dokážou vyvinout dvojnásobnou sílu než abduktory a zevní rotátory jsou až třikrát silnější než vnitřní rotátory kyčelního kloubu (Dylevský, 2009a).

Kyčelní kloub není pouze nosným kloubem trupu spojující dolní končetinu s relativně nepohyblivým pánevním pletencem, ale díky balančním pohybům přispívá k udržování rovnováhy trupu. Pohyb kyčelních kloubů se promítá do páteře, stejně tak pohyb páteře způsobí výraznou odezvu v kloubu kyčelním. Proto se při pohybu v kyčelních kloubech aktivují i četné skupiny svalů zádových.

V důsledku bipedálního pohybu se z kyčelního kloubu stává nejexponovanější místo lidského těla, v němž se promítá jak zátěž působící na celou horní polovinu těla přes bederní páteř a pánev, tak i reakční síla působící na dolní končetiny (Čihák, 2001; Kolektiv autorů, 1997).

### **1.1.2 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU**

Kolenní kloub (*articulatio genus*), největší složený kloub lidského těla, spojuje femur, patelu a tibií, kdy kloubní hlavici tvoří kondyly femuru a kloubní jamky kloubní plochy tibie společně s menisky, které vyrovnávají nestejně zakřivení obou kloubních ploch. Vazy, zesilující kolenní kloub, zahrnují šlachy *m. quadriceps femoris* – *lig. patellae* zepředu, po stranách pouzdra *ligamentum collaterale fibulare et tibiale*, která zajišťují

stabilitu při extenzi, a vazy zadní strany kloubního pouzdra – ligamentum popliteum obliquum et arcuatum. Další zesilující vazy se nachází uvnitř kloubu – ligamentum cruciatum anterius et posterius, které zajišťují stabilitu kolene při flexi a brání vnitřní rotaci kloubu navíjením se na sebe.

Během základního postavení, zaujímaného při plné extenzi, jsou napjaty postranní vazy a veškeré vazy zadní strany kloubu, femur, menisky a tibie na sebe vzájemně pevně naléhají. Toto postavení kolenního kloubu se označuje jako „uzamknuté koleno“ a pro tento kloub představuje nejstabilnější polohu. M. popliteus zajišťuje odemčení tohoto „zámku“. Středního postavení kolenního kloubu je dosaženo při 20-30° flexi (Čihák, 2001; Dylevský, 2009b; Véle, 1995).

Pohyby kolenního kloubu lze rozdělit na flexi a extenzi, které probíhají kolem transverzální osy v sagitální rovině, a na rotační pohyby vykonávané pouze za flektovaného postavení, kdy rozsah pohybu do rotací se zvyšuje s rostoucí flexí. Rozsahy těchto pohybů viz Tab. 2.

Tab. 2 – Rozsah pohybu kolenního kloubu a svaly uskutečňující daný pohyb (Čihák, 2001).

<b>POHYB</b>	<b>ROZSAH POHYBU</b>	<b>SVALY VYKONÁVAJÍCÍ TENTO POHYB</b>
<b>FLEXE</b>	130-160°	m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. popliteus, m. gastrocnemius
<b>EXTENZE</b>	do 10°	m. quadriceps femoris
<b>ZEVNÍ ROTACE</b>	30-50°	m. biceps femoris, m. tensor fasciae latae
<b>VNITŘNÍ ROTACE</b>	do 10°	m. semimembranosus, m. semitendinosus

Aktivita flexorové skupiny kolenního kloubu roste se zvětšující se anteverzí pánve. Tato dlouhodobá aktivita přispívá k jejich ontogenetické predispozici s tendencí ke zkrácení, což může vyústit až ve flekční kontrakturu kolenního kloubu, během níž nelze

dosáhnout nejstabilnější polohy zaujímané při nulové extenzní pozici. M. quadriceps femoris hraje nejdůležitější roli v zajišťování stability kolenního kloubu. Jeho schopnost koordinovat akci všech svých svalových hlav během extenze chrání měkké struktury kloubu před poškozením. Patela zefektivňuje extenzní účinnost m. quadriceps femoris zejména, když se kolenní kloub nachází ve flekčním postavení. M. quadriceps femoris jako celek zaujímá důležitou roli během chůze. M. rectus femoris během švihové fáze provádí flexi kyčelního kloubu s následnou extenzí kloubu kolenního, mm. vastii stabilizují kolenní kloub druhostranné končetiny během stojné fáze při přenášení zátěže. Síla vyprodukovaná extenzory kolenního kloubu dosahuje až 45 kg hmotnosti, což představuje trojnásobek síly skupiny flexorové.

Při vzpřímeném stoji v mírné hyperextenzi kolenního kloubu probíhá těžnice mírně před kloubem. Tuto pozici aktivně udržují flexory kolenního kloubu společně s tractus iliotibialis, zatímco m. quadriceps femoris relaxuje. S rostoucí flexí se snižuje statická stabilita kloubu a rostou nároky na uplatnění dynamické stability, která dovoluje rychlejší a kvalitnější přizpůsobení se aktuálním podmínkám vyplývajících z probíhajícího pohybu a charakteru daného terénu (Dylevský, 2009b; Kapandji, 1987; Kolář 2009; Véle, 1995; Véle, 2006).

### **1.1.3 KINEZIOLOGIE NOHY**

Noha zajišťuje kontakt dolní končetiny s podložkou. Její hlavní funkcí je lokomoce, při níž zaujímá pozici přenašeče sil generovaných mezi podložkou a dolní končetinou. Musí proto být dostatečně pohyblivá a zároveň pevná, aby splňovala jak dynamické, tak statické nároky vznikající nejen během chůze.

Jedná se o distální část dolní končetiny. Celek zahrnuje horní kloub zánártní, dolní kloub zánártní a vlastní klouby nohy skládající se z Lisfrankova kloubu, kloubu tarzometarzálního, intertarzálního, metatarzofalangeálního a interfalangeálního.

Horní kloub zánártní (articulatio talocruralis) neboli hlezenní kloub spojuje bércevé kosti s talem. Kloubní jamka tvořená bérceovými kostmi nasedá na hlavici talu - trochlea tali. Jedná se o kladkový kloub s jedním stupněm volnosti pohybu, a to ve smyslu flexe – extenze. Ligamentum collaterale mediale et laterale zesiluje kloubní pouzdro po stranách.

Dolní zánártní kloub obsahuje kloub subtalární a kloub talocalcaneonavikulární, v mediální části, a kloub calcaneocuboidní, který je připojen laterálně. Subtalární kloub má hlavici na kosti patní a jamku na kosti hlezenní. Jedná se o válcový kloub, kdy jeho osa určuje pohyby celého dolního zánártního kloubu. Díky orientaci osy lze vykonávat především rotaci nohy ve frontální rovině – supinaci a pronaci.

Chopartův kloub tvoří funkční jednotku vznikající na základě skloubení talu s kostí loďkovitou a kalkaneu s kostí krychlovou, která spolupracuje s dalšími skloubeními nohy. Průběh kloubní štěrbiny svým tvarem připomíná napříč položené písmeno S. Pohyby v tomto kloubu probíhají kolem longitudinální a šikmé osy. Pohyb kolem longitudinální osy dovoluje pohyby v rovině frontální – supinaci a pronaci, čímž lze udržet kontakt nohy s podložkou bez ohledu na postavení zadního tarzu. Chopartův kloub je významný pro pružnost nohy jako celku (Čihák, 2001; Doubková & Linc, 2006; Kolář 2009; Véle, 1995).

Pohyby vykonávané při zaujetí polohy v normálním stoji viz Tab. 3.

Tab. 3 – Rozsahy pohybu kloubů nohy a svaly uskutečňující daný pohyb (Véle, 1995).

<b>POHYB</b>	<b>ROZSAH POHYBU</b>	<b>SVALY VYKONÁVAJÍCÍ TENTO POHYB</b>
<b>DORZÁLNÍ FLEXE</b>	do 30°	m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus
<b>PLANTÁRNÍ FLEXE</b>	do 50°	m. triceps surae, m. peroneus longus et brevis, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus
<b>SUPINACE</b>	do 50°	m. tibialis anterior, m. triceps surae, m. tibialis posterior
<b>PRONACE</b>	do 30°	m. peroneus longus, brevis et tercius

Horní a dolní zánártní kloub se se svojí funkcí doplňují, čímž vytvářejí komplex zadní části nohy umožňující pohyb ve třech rovinách. Tato jejich společná funkce je úzce spojena s funkcí Chopartova kloubu, kdy pohyby probíhají kolem 2 rovnoběžných os – osy horního zánártního kloubu a osy dolního zánártního kloubu = Henkeho osy. Kompenzačně se poté při omezení pohybu v jednom kloubu zvyšuje rozsah pohybu v druhém kloubu.

M. tibialis anterior se maximálně aktivuje během chůze. M. gastrocnemius zajišťuje odvíjení nohy při lokomoci a poskytuje hnací sílu, plní funkci dynamickou, zatímco m. soleus se uplatní převážně během stoje. Plantární flexory (m. triceps surae) musí vyvinout sílu až o pětinu větší, než je celková hmotnost daného člověka, aby proběhlo odvinutí nohy od podložky, a tím se mohl uskutečnit nejen pohyb lokomoční. Síla supinátorů je dvakrát větší než síla pronátorů, tím dochází ke kompenzaci přirozené tendence nohy stavět se do pronačního postavení, čímž se podporuje udržení zátěže nohy v kontaktu s podložkou.

Noha nepřenáší pouze zátěž na podložku, ale zároveň informuje o jejím charakteru. Během lokomoce tlumí vznikající mechanické otřesy, které se dále přenášejí proximálně na vyšší segmenty, kde se již uplatňuje tlumící funkce páteře. Zatížení a rozložení váhy závisí na výsledném tvaru nohy - na svalovém a vazivovém uspořádání, na stavu podélné a příčné klenby. Přibližně 60% lidské hmotnosti tvoří zatížení zadní části nohy, zbývajících 40% části přední.

Klenby nohy způsobují, že noha není v kontaktu s podložkou celou svou plochou, ale pouze ve třech místech – hrbol kosti patní, 1. - 3. metatarzální kost a zevní okraj nohy, především 5. metatarz. Tím dochází k ochraně měkkých struktur nohy a zároveň k pružnému kontaktu s podložkou (Dylevský 2009b; Kapandji, 1987; Kolář 2009; Véle, 1995; Véle, 2006).

## 1.2 BIPEDÁLNÍ LOKOMOCE

Bipedální lokomoce, charakterizovaná chůzí po dvou dolních končetinách, vyjadřuje typický způsob lidské lokomoce. Chůze je základním lokomočním stereotypem vybudovaným v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, které jsou charakteristické pro každého člověka. Stabilizace vzpřímené polohy těla ve stoji i v pohybu zajišťuje bezpečnou bipedální lokomoci po nerovném povrchu.

Lokomoční pohyby jsou doprovázeny rytmickými souhyby horních končetin, kdy se uplatňuje zkřížený vzor – s PHK jde současně LDK a opačně. Tyto souhyby udělují tělu vyšší energetický potenciál, čímž napomáhají ke snadnějšímu a plynulejšímu dopřednému pohybu. Zároveň při náročnější lokomoci napomáhají švihové dolní končetině nést hmotnost lidského těla a pomáhají při odrazu od podložky. Jakákoliv změna pohybů horních končetin od sagitální roviny může mít za následek neekonomické souhyby trupu (Dungl, 1989; Kolář, 2009).

Chůze je výsledkem složitého regulačního mechanismu, ve kterém dochází k současnému zapojení míchy, mozkového kmene, mozečku, bazálních ganglií, thalamu a mozkové kůry. Řízení lokomoce probíhá mezi úrovní řízení spinálních reflexů a volní hybnosti. Svalový tonus, základ všech pohybů, je zajišťován činností spinální míchy. Zpětnou vazbu lokomočního pohybu tvoří prakticky veškeré proprioreceptory a exteroceptory pohybového systému.

Základní vzorec lokomoce, tvořen dvojkrokem, je naprogramován v míše, která může fungovat zcela samostatně, ale zároveň je ovlivnitelná supraspinálními strukturami – retikulární formací, mozečkem a bazálními gangliemi. Bazální ganglia nachází uplatnění při iniciaci pohybu, zatímco mozeček pohyb provádí. Lokomoční pohyb je výsledkem spuštěného, předem připraveného vzorce neuronální aktivity. Tento vzorec je zakódován v paměti neuronální sítě.

Volní pohyb zahrnuje přípravnou fázi, ve které dochází k vyhodnocování sensorických informací a výběru správného pohybového vzorce, uloženého v prefrontální



oblasti mozkové kůry. Dle Králíčka (2011) je lokomoce stereotypní charakter pohybu, který nevyžaduje vědomou kontrolu a účast mozkové kůry.

Signál, vycházející z oblasti retikulární formace středního mozku, spouští generátor lokomočního pohybu, který se nachází ve spinální míše, a zároveň tak určuje jeho charakter – zda půjde o chůzi, klus či běh. Při vykonávání pohybu dochází současně k jeho vyhodnocování a eventuálně dle potřeby i ke korekci, která probíhá na základě zpětné vazby z efektorů, mozečku, retikulární formace a bazálních ganglií.

Při poruše aferentní signalizace z proprioreceptorů končetin dochází ke zpomalení a alternaci lokomočního cyklu. Úkolem této signalizace je reflexní úprava konečného sladění lokomočního pohybu s terénem, po kterém chůze probíhá.

Rychlý pohyb se spouští pouze jako naučený, plně automatizovaný, a jeho úprava spočívá v opakování daného pohybu či nového nácviku. Realizace těchto pohybů probíhá za významné účasti mozečkových struktur (Kolář, 2009; Králíček, 2011; Rektor & Rektorová, 2003; Trojan & Pfeiffer, 1991).

Vývoj chůze úzce souvisí s vývojem postury, která je nezbytná pro provedení všech cílených pohybů. Hledáním a učením lze charakterizovat celý proces vývoje motoriky. Možnosti řešení jednotlivých pohybových úloh výrazně omezují anatomicko-biomechanické a fyziologické vlastnosti těla a zevní podmínky při daném pohybu. Prostřednictvím učení se organismu poskytují možnosti rychlé adaptace na aktuální podmínky.

Pro novorozenecké období je typická výrazná flekční hypertonie, která může být projevem silné posturální nejistoty během výrazných změn zevních podmínek. Postupně mizí výrazné synergie a dítě pohybuje jednotlivými končetinami bez přesného směru a ovládnutí. Se schopností zajistit si posturální stabilitu těla se končetiny obvykle pohybují v uzavřeném řetězci. Mezi 6. - 8. měsícem dítě začíná lézt. Při tomto pohybu se poprvé objevuje zkřížená koordinace končetin charakterizovaná střídavým zatěžováním končetin bez náklonů trupu do stran.

Vývoj posturálního řídicího systému a dostatečné zpevnění osového orgánu podmiňují plnou vertikalizaci. Nejprve se objevuje kvadrupedální chůze s vedením za ruku či přidržováním se nábytku nebo stěn. Jestliže je batole schopno zahájit chůzi z volného

stoje, dokáže se ve volném stoji zastavit a obrátit se, potom se jedná o samostatnou chůzi. Zpočátku do kontaktu s podložkou přichází jako první přední část nohy, ale s osvojením si bipedální lokomoce se její kvalita zlepšuje, dochází ke zvýšení frekvence a délky kroků a ke snížení oscilací trupu a hlavy.

Plné dokončení posturálního vývoje nastává v době, kdy je dítě schopno zaujmout polohu ve vzpřímeném stoji se vzpaženými horními končetinami ve vertikále. Vzpažení vyžaduje dynamickou stabilizaci lopatky, které nelze uskutečnit bez přiměřeného zpevnění trupu. A právě toto zpevnění je jednou z podmínek pro bipedální lokomoci. Počáteční chůze do schodů se uskutečňuje s oporou a bez střídání dolních končetin, trvalé zafixování střídání končetin nastává koncem 3. roku. Stejný průběh má chůze ze schodů, plné zvládnutí této chůze bez přidržení a se střídáním končetin nastává kolem 4. roku života (Dungl, 1989; Trojan & Pfeiffer, 2005; Vařeka & Vařeková, 2009; Véle, 2006).

Bipedální lokomoce má tři hlavní části: fáze zahajovací, cyklická a fáze ukončení. Během cyklické fáze vykonává dolní končetina opakované, cyklické pohyby, které lze popsat v rámci krokového cyklu tvořícího základní jednotku chůze. Krokový cyklus se skládá ze dvou základních fází – fáze stojné a fáze švihové, které jsou určitými událostmi rozděleny na jednotlivá období. Fáze stojná zaujímá 62% z krokového cyklu, probíhá v té části cyklu, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou (období mezi dopadem chodidla a druhostranným odrazem palce), a zbylých 38% krokového cyklu fáze švihová, kdy se chodidlo nachází ve vzduchu (období mezi odrazem palce a ipsilaterálním dopadem chodidla). Krokový cyklus představuje periodu mezi dvěma údery paty stejné nohy. Trvání jednoho kroku při normální chůzi v průměru činí přibližně 1 - 1,2s (Dungl, 1989; Kolář, 2009).

Chůze je charakterizována dopředným pohybem, kdy je tělo v kontaktu s podložkou po celou dobu. Při střídání dolních končetin se hmotnost těla po část cyklu přenáší oběma dolními končetinami. S pomalejší rychlostí chůze se doba trvání přenosu mezi oběma DKK zvyšuje a s větší rychlostí chůze snižuje. Fáze dvojí opory začíná kontaktem paty a končí odtržením prstů druhostranné nohy od podložky. Tato fáze trvá 12% krokového cyklu. Při došlapu na podložku působí nejen vertikální zátěž, ale i síly torzní a smykové. Torzní síly vznikají výsledkem rotací dolní končetiny během chůze. Smyková síla je dána výslednicí horizontálních a vertikálních sil působící tělesné

hmotnosti. Velikost těchto sil závisí na rychlosti chůze – s nárůstem rychlosti chůze se zvyšuje a naopak. Statické i dynamické síly působící na dolní končetinu odpovídají hmotnosti těla a reakci na svalovou kontrakci, která je potřebná k pohybu a udržení rovnováhy (Dungl, 1989).

### 1.2.1 CHŮZE PO SCHODECH

Chůze po schodech klade mnohem vyšší nároky na posturální, balanční a koordinační mechanismy než je tomu při chůzi po rovině. Vzhledem k tomu, že chůze po schodech tvoří součást našich každodenních aktivit, mělo by se její provedení přibližovat co nejvíce ideálnímu pohybovému stereotypu. Stejně jako chůze po rovině, tak i chůze po schodech je značně individuální, složitý a komplexní proces pohybu. Rostoucí sklon schodiště klade vyšší nároky na rozsah pohybu všech kloubů dolní končetiny. Hlavní svaly zapojující se při chůzi po schodech jsou plantární a dorzální flexory, m. quadriceps femoris, extenzory kyčelního kloubu, m. iliopsoas a m. gluteus medius.

Během chůze do schodů všechny klouby dolní končetiny skrz příslušné svaly produkují energii zajišťující provedení výstupu. Maxima této síly jsou u kolenního a kyčelního kloubu dosažena na začátku stojné fáze, zatímco u hlezenního kloubu na konci této fáze. Při stoupaní do schodů se zvyšuje aktivita především svalů zadní strany stehna a lýtky a tělo se nachází ve větším předklonu než při chůzi po rovině. Hlavní svalové síly jsou generovány m. vastii a m. semitendinosus.

Chůze do schodů je započata zvednutím dolní končetiny od podložky nahoru díky aktivitě m. iliopsoas, který vynese DK proti gravitaci na schod. M. rectus femoris pomáhá tomuto pohybu flexí kyčelního kloubu. Jakmile se noha dotkne vyššího schodu, kontralaterální hlezenní kloub provede plantární flexi, čímž vyprodukuje „zvedací“ sílu nápomocnou v přenosu tělesné hmotnosti na vedoucí končetinu, a sníží se tak potřeba produkované energie kolenního a kyčelního kloubu. Tuto „zvedací“ sílu zajišťuje aktivita m. soleus. Aby došlo k přenosu těžiště těla na schod, je nezbytná extenze kolenního

kloubu. Aktivuje se m. gluteus medius a zajišťuje přenesení trupu přes končetinu. Při stoupaní do schodů se kyčelní kloub během většiny stejné fáze nachází v extenčním postavení (Heller, 2001; Heller, 2005; Paráková & Petrová, 2007; Riener, 2002).

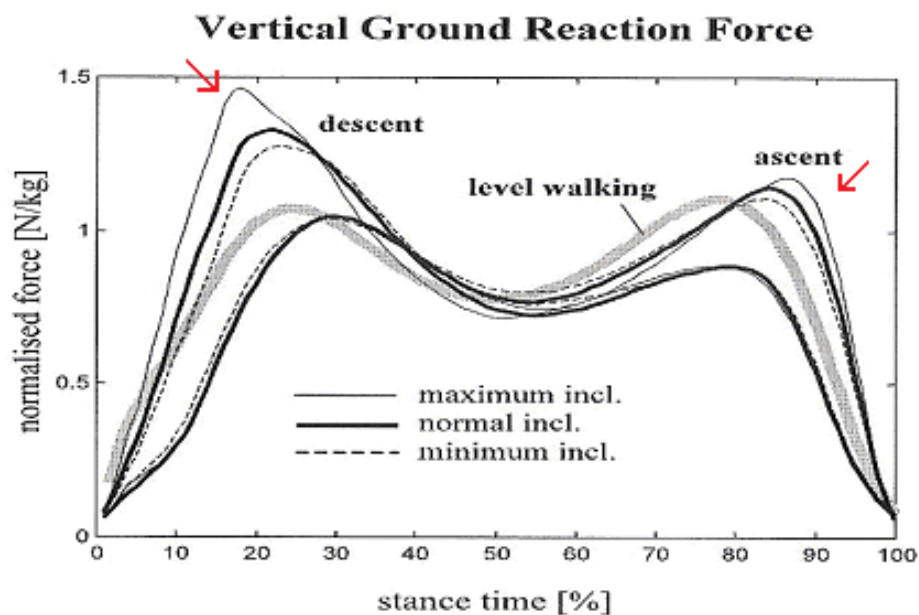
Při chůzi do schodů se účastní i souhyby HKK, které napomáhají dolním končetinám přenášet tělesnou hmotnost na vyšší schod. Čím jsou pohyby horních končetin rozsáhlejší a intenzivnější, tím více udělují tělu propulzní sílu a zároveň tak poskytují dolním končetinám jistou formu odlehčení, usnadnění jejich pohybu (Heller, 2001; Heller, 2005; Paráková & Petrová, 2007; Riener, 2002).

Během sestupu ze schodů se těžiště těla přesouvá níže, do oblasti pánve. Abduktory kyčelního kloubu zajišťují stabilitu pánve, tím i stabilitu stejné DK na vyšším schodu, a flexory kolenního kloubu postupně snižují těžiště těla v závislosti na stupni klesání. Při tomto pohybu dochází k absorbování energie pomocí svalů, a proto není nutné velké aktivity svalů kyčelního kloubu. Tato aktivita dosahuje pouze 30% z hodnoty dosažené během chůze do schodů. Energie absorbovaná kolenním kloubem má mnohem vyšší hodnotu než energie produkovaná během chůze do schodů. Absorbovaná energie se přeměňuje na energii kinetickou, kdy tato přeměna probíhá během švihové fáze. Téměř veškerá kinetická energie musí být znovu absorbována v následujícím kontaktu nohy s podložkou. S kontaktem nohy dochází k mírné flexi kyčelního kloubu, plné extenzi kolenního kloubu a plantární flexi hlezna. V následující fázi, kdy se končetina na vyšším schodě nachází ve švihové fázi, kyčelní a kolenní kloub stejné končetiny dosahují vyššího stupně flexe a hlezenní kloub přechází ve flexi dorzální. Hlavní svaly (m. quadriceps femoris, m. soleus a flexory kolenního kloubu) stejné končetiny pracují v excentrické kontrakci (Paráková & Petrová, 2007; Riener, 2002; Yoshida, 2006).

Velikost vertikálně působící reakční síly na dolní končetiny během jednoho krokového cyklu při chůzi po schodech dosahuje svého nejvyššího vrcholu během sestupu ze schodů. Tato situace nastává přibližně v 20% krokového cyklu, kdy také záleží na sklonu schodiště – čím je schodiště prudší, tím roste velikost reakční síly. Během výstupu do schodů nabývá vertikálně působící reakční síla svého vrcholu v 85% krokového cyklu. Její hodnota již nedosahuje takového vrcholu jako během chůze ze schodů. Ovšem v porovnání s vrcholem vertikálně působící reakční síly během chůze po rovině, který se odehrává v 75% krokového cyklu, nabývá vyšší hodnoty. I zde platí závislost mezi

velikostí vertikálně působící síly a sklonem schodiště. Průběh vertikálně působící reakční síly má dva vrcholy, ať se jedná o chůzi ze schodů, do schodů či po rovině. V případě chůze ze schodů první vrchol dosahuje nejvyšší hodnoty a druhý vrchol již tak výrazný není. Chůze do schodů a po rovině mají tyto vrcholy obráceně – první vrchol nedosahuje takové hodnoty jaké dosahuje vrchol druhý. Veškeré výše popsané skutečnosti lze odečíst z Obr. 3

Obr. 3 - Vertikálně působící reakční síla během chůze po schodech a po rovině v průběhu jednoho krokového cyklu (Upraveno dle Riener, 2002).



Šipky znázorňují oblast maximálního zatížení během výstupu a sestupu ze schodů. Osa x značí procentuálně vyjádřenou část krokového cyklu, osa y velikost vertikálně působící reakční síly. Descent – chůze ze schodů, ascent – chůze do schodů, level walking – chůze po rovině.

Chůze ze schodů technikou schod po schodu redukuje impulzní zatížení a také pohyby kloubů dolní končetiny v sagitální rovině. Tato technika může vyústit ve zvýšený požadavek na kontrolu pohybu v rovině frontální. Dochází ke snížení potenciálně bolestivého excentrického zatížení kolenního kloubu a požadavků na sílu hlezenního a kyčelního kloubu. Zároveň se s délkou kroku snižuje vrchol momentu plantární flexe hlezna a flexe kyčelního kloubu.

Chůze ze schodů je pocitována jako namáhavější, protože klade mnohem vyšší nároky na posturální funkci než funkci kardiovaskulární (Paráková & Petrová, 2007; Riener, 2002; Véle, 2006; Yoshida, 2006).

### 1.2.1.1 TECHNICKÉ PARAMETRY SCHODŮ

Výstavba schodiště musí splňovat určitá kritéria zabezpečující pohodlnou a hlavně bezpečnou chůzi v obou jejích směrech. Pravidla pro bezpečné schody jsou ustanovena dle české technické normy, aktuálně dle ČSN 73 4130. Délka kroku průměrně měří kolem 61-63 cm, délka chodidla se pohybuje v rozmezí 21-30 cm. Rozumné minimum výšky schodu činí 15 cm a naopak maximum by mělo být do 19 cm. Šířka schodu se pohybuje kolem 27–33 cm. Všechny schody musí mít stejnou šířku i výšku. Při chůzi je citelně znát již rozdíl výšky schodů o 3 mm, který naruší rytmus chůze, a hrozí tak nebezpečí pádu. Sklon schodiště by neměl přesáhnout 35°, neboť poté se již chůze po schodech stává nepříjemnou a pro starší osoby až nebezpečnou (<http://www.estav.cz/katalog/listy/K05096.pdf>; České technické normy, dostupné online: [http://www.technicke-normy-csn.cz/inc/nahled\\_normy.php?norma=734130-csn-73-4130&kat=85172](http://www.technicke-normy-csn.cz/inc/nahled_normy.php?norma=734130-csn-73-4130&kat=85172)).

## 1.3 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA KYČELNÍHO KLOUBU

Kyčelní kloub je nejexponovanějším nosným kloubem lidského těla, a protože lidé chtějí žít aktivní život, patří umělá náhrada kyčelního kloubu mezi nejčastější náhrady kloubu v lidském těle. Totální endoprotéza kyčelního kloubu je rekonstrukční operace na kyčelním kloubu, kdy se nahradí oba konce kloubu – jamka i hlavice s dříkem za použití výhradně cizího materiálu, jakým je kov, nerezavějící oceli, umělá hmota, keramika a další materiály (Koudela, 2004).

Endoprotéza kyčelního kloubu je indikována v případech, kdy jsou vyčerpány možnosti konzervativní léčby u bolestivých stavů spojených s destrukcí kyčelního kloubu. Pokaždé ovšem záleží na více faktorech a na pacientovi samotném. Destrukce kyčelního kloubu může být zapříčiněna z těchto důvodů:

- \* primární a sekundární koxartróza (získané a vrozené vady, idiopatická nekróza hlavice kosti stehenní)
- \* kostní nádory a jim podobné útvary
- \* nadměrné přetěžování při obezitě či sportu
- \* revmatická a zánětlivá onemocnění
- \* poúrazové stavy
- \* artrodézy a ankylózy kloubu
- \* metabolická a endokrinní onemocnění (Čech & Pavlanský, 1978; Joint replacement, 1990; Koudela, 2004).

Onemocnění kyčelního kloubu se projeví bolestmi, únavou a pocitem ztuhnutí v kloubu. Postižená končetina má tendenci zaujímat postavení v zevní rotaci (příčemž vnitřní rotace je prvním omezeným pohybem) a mírné flexi, kdy je kloubní pouzdro co nejvíce relaxováno. Postupně se omezuje abdukce a extenze kyčelního kloubu. Důsledkem déletrvajících svalových dysbalancí vzniká kontraktura adduktorů společně s poruchou

statiky kyčelního kloubu a zešíkmením pánve. Na straně zkrácených adduktorů je dolní končetina funkčně kratší. Při déletrvajícím onemocnění vznikají svalové atrofie gluteálního svalstva v důsledku omezené či chybějící extenze. Narušuje se nejen statika, ale i dynamika kyčelního kloubu. Při chůzi je typická antalgická klaudikace projevující se změnou rychlosti jednotlivých kroků, kdy je krok na straně postiženého kloubu urychlen (Macek, 2007; Majerová, 2000; Simová, 2007; Sosna, 2001).

Nesprávný stereotyp flexe v kyčelním kloubu si pacienti často vytvářejí ještě před operací, kdy se snaží zmírnit bolest. U pacientů lze nalézt kromě zkrácených zevních rotátorů také flexory a adduktory kyčelního kloubu a oslabené abduktory a extenzory.

Zkrácení flexorů, trvale zatížených při stání i vsedě, se může projevit bolestí v bederní oblasti, zvětšením bederní lordózy a zkrácením kroku. Se zvětšenou bederní lordózou stoupá zátěž na kyčelní klouby, čímž se zvyšuje riziko vzniku koxartrózy. Při snaze o flexi se často intenzivně aktivuje m. quadratus lumborum, čímž dochází k elevaci pánve nad flexí v kyčelním kloubu.

Omezená extenze kyčelního kloubu může být způsobena oslabením extenzorů či přítomností reflexních změn ve flexorové skupině. Kompenzačně pak dochází k lordotizaci bederní páteře, zvětšení anteverze pánve a její rotaci.

Abduktory kyčelního kloubu mají mimořádný význam při zajišťování posturálních funkcí. Při chůzi sklápějí pánev na stranu stojné končetiny a umožňují tak švih kročné DK. Jestliže nejsou abduktory schopny této fixace, pánev klesá kaudálně a dochází ke zřetelnému úklonu trupu k postižené straně stojné DK. Větší zešíkmení pánve než 5° při jednooporové fázi chůze na straně švihové DK poukazuje na oslabení abduktorů kyčelního kloubu.

Oslabení, popř. výpadek funkce zadní skupiny bérceových svalů (m. triceps surae, m. tibialis posterior, m. flexor hallucis et digitorum longus) způsobí chybění brzdného účinku dopředného pohybu tibie při fixované noze. Kompenzačně dochází ke zkrácení švihové fáze druhé DK, aby se zabránilo ztrátě rovnováhy, jejímž výsledkem je poté zkrácení kroku (Dungl, 1989; Dylevský, 2009a; Kolář, 2009; Macek, 2007; Majerová, 2000).



Vlastní operace probíhá v celkové či spinální anestezii, v poloze na zádech. Operační řez, měřící přibližně 15cm, je nejčastěji veden z boku stehna, v podélné ose femuru. Tím se naruší minimální část svalstva, která slouží coby vlastní „motor“ náhrady kloubu. Po protnutí kloubního pouzdra se obnaží krček a část jamky. Pro implantaci je obvykle nutné odstranit krček a hlavici kosti stehenní. Po odstranění hlavice se přistupuje k opracování jamky. Jestliže je jamka již dostatečně opracována, dochází k implantaci originální jamky kyčelního kloubu. Pro fixaci jamky v kosti existuje několik možností podle toho, jedná-li se o cementovanou či necementovanou endoprotézu. Volba záleží na operátorovi a jeho posouzení stavu kostní tkáně, věku pacienta a eventuálně situaci během operace.

Jestliže jsou obě komponenty endoprotézy (jamka i femorální část) fixovány ke kostnímu lůžku kostním cementem, který umožňuje okamžitou pevnou fixaci implantátu do kosti, jedná se o cementovanou endoprotézu. Tento typ endoprotézy se využívá u starších neaktivních pacientů, protože většinou dochází po 10-15 letech od operace k uvolňování jamky. Necementované endoprotézy mají speciální, biologicky aktivní, povrchovou úpravu, která umožňuje vrůstání kosti do vrchní části endoprotézy, čímž se zajistí její fixace bez použití cementu. Implantace tohoto typu převažuje u mladších, aktivnějších pacientů. Kombinací obou předchozích typů endoprotéz je endoprotéza hybridní. Ta se skládá z jedné komponenty cementované a druhé necementované. Nejčastěji bývá jamka necementovaná a stehenní část (dřík) se poté připevní pomocí cementu (Dungl, 2005; Gallo a kol., 2011).

Po implantaci jamky lze přistoupit k implantaci stehenní části. Před usazením komponenty lze vyzkoušet rozsah všech pohybů, které musí endoprotéza umožnit. Posuzuje se tím stabilita nového kloubu a délka končetiny. Po implantaci femorální komponenty a nasazení zvolené hlavičky z různého materiálu se provede repozice kloubu, tj. usazení hlavičky stehenní části do kontaktní plochy jamky. Postavení obou komponent by mělo odpovídat zásadám implantace, jejímž výsledkem musí být stabilní, tj. neluxabilní kyčelní kloub. Je-li operátor spokojen, do rány se zavedou odsavné drény, část uvolněného svalu (m.gluteus medius) se pevně přifixuje k velkému trochanteru a operační rána se po vrstvách sešije. V závěru operace je končetina po celou dobu fixována v takové poloze, která zajišťuje uvolnění tkání a splňuje optimální polohu pro oba komponenty endoprotézy vzhledem k sobě. Tato poloha se udržuje i bezprostředně po operaci, kdy je operovaná

končetina uložena na 2 dny do antirotační botičky, která snižuje riziko luxace protézy ([http://bechterevik.sweb.cz/jak\\_ji\\_lecit.htm](http://bechterevik.sweb.cz/jak_ji_lecit.htm); Čech & Pavlanský, 1978; Joint replacement, 1990; Koudela, 2004).

Ihned po operaci pacient aktivně procvičuje svalstvo dolních končetin, čímž se zajišťuje regenerace a potřebná facilitace, pacient získává představu o svojí aktuální pohybové schopnosti. První den po operaci se pacient posazuje a začíná se s vertikalizací. Druhý den, po vynětí drenáže, se postupně začíná s nácvikem chůze o berlích s odlehčováním operované dolní končetiny. Takto rychlý postup je důležitý, protože návrat k pohyblivosti snižuje riziko pooperačních komplikací. Zátěž končetiny, a tím i závislost na berlích, závisí na typu protézy a věku pacienta. Většinou se po 6 týdnech dovoluje poloviční zátěž s berlemi a za dalších 6 týdnů plná zátěž, kdy je pacient schopen dolní končetinu normálně používat. Tento postup je závislý nejen na typu operace, ale i stavu a schopnostech daného pacienta. Po šestiměsíční pracovní neschopnosti je pacient většinou schopen vrátit se zpátky do zaměstnání (Koudela, 2004; Kříž, 1986).

Pacienti po totální endoprotéze by se měli vyvarovat pohybů, jakými jsou: dřepy, hluboký sed (flexe větší jak 90°), addukce operované dolní končetiny přes střední čáru, zevní rotace v operovaném kyčelním kloubu apod. V průběhu operace může dojít i k poranění nervů. Větší riziko poranění nervus femoralis se vyskytuje u semiflekční kontraktury kyčelního kloubu, nervus ischiadicus bývá nejčastěji poraněn během reoperace totální endoprotézy a nervus peroneus otlakem o podložku při zevně rotačním postavení končetiny v oblasti hlavičky fibuly v pooperačním období. Většinou dochází ke spontánní úpravě poškozených nervů. V pooperačním období je důležité postupně, dle stavu pacienta, upravovat svalové dysbalance v oblasti dolní končetiny – terapeuticky ovlivňovat svaly fázické s důrazem na přesnost provedení pohybu, aby nedocházelo k jejich oslabení, svaly tonické s tendencí ke zkrácení vhodným způsobem protahovat, zajistit zlepšení rozsahu pohybu, nacvičovat správné pohybové stereotypy s důrazem na extenzi a abdukci kyčelního kloubu, chůzi po rovině s berlemi, které zajistí potřebné odlehčení operované dolní končetiny (Koudela, 2004; Majerová, 2000).

### 1.3.1 ZATÍŽENÍ DOLNÍCH KONČETIN A TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA

Dolní končetiny jsou při různých typech lokomoce zatěžovány časově proměnnou silou pocházející z kontaktu s podložkou (účinek hmotnosti a setrvačných sil) a ze silových účinků svalů. Reakční síla působící při kontaktu nohy s podložkou kolísá dle změn těžiště během lokomoce. Zátěž generovaná kontaktními silami mezi dolní končetinou a podložkou má v celkové zátěži výrazně nižší podíl na zatížení dolní končetiny než zátěž, která vychází přímo z muskulárního komplexu pletence dolní končetiny. Proto charakter a průběh zátěže, tím i charakter silového přenosu, obsahuje silně stochastickou individuální komponentu. Při stožení dolní končetiny působí na hlavici stehenní kosti síla, která je až 3,7 krát větší než síla tíhová vyplývající z hmotnosti daného člověka. Při chůzi během stojné fáze, při které se přenáší hmotnost na oporovou dolní končetinu, stoupá tlakové zatížení kyčelního kloubu nejvýše a naopak během fáze švihové klesá toto zatížení na nulu (Beznoska, Čech, Löbl, 1987; Kolektiv autorů, 1997; Věle, 1995).

Mechanické vlastnosti kostí jsou velmi rozmanité. Liší se v rozdílném zastoupení spongiózní a kompaktní kostní tkáně a v mechanických nárocích kladených na kost. Mechanická zátěž působící na kost vyvolá odezvu, která závisí na velikosti a směru působení síly. Během pohybu, ale i při zajišťování statických funkcí, dochází k namáhání kosti. Toto namáhání je výsledkem kombinace tahu, tlaku, ohybu, krutu a smyku. Nejen náročná pohybová aktivita vedoucí k únavě svalů, kdy tyto svaly nedokážou svojí přiměřenou kontrakcí zmírnit zátěž působící na kostní struktury, působí deformaci kosti. Cyklické namáhání kosti, během kterého dochází k sumaci ireverzibilních mikrodeformací, způsobuje její poškození. Stejně tak i jednorázové zatížení v zóně přetížení či opakovaná zátěž v zóně únavy vede k poškození kosti. Postupný přechod z oblasti elastických deformací do plastických, aniž by došlo ke zvýšení zátěže, má za následek nevratné poškození kostních struktur (Janura, 2003; Vaverka, 1998).

Zatěžování operované dolní končetiny určuje lékař provádějící operaci. Velikost tohoto zatížení závisí na daných zvyklostech pracoviště, předoperačním nálezu, průběhu operačního postupu, přítomnosti pooperačních komplikací, typu použité endoprotézy, věku a aktivitě každého pacienta.

Zátěž dolních končetin činí třetinu tělesné váhy daného člověka u pacientů po nekomplikované operaci totální endoprotézy a v případě, že druhá dolní končetina je zdravá. Po 6 týdnech od operace se povoluje 2/3 zátěž, 3 měsíce od operace již 3/4 zátěže a po 6 měsících pacient již zatěžuje plnou váhou. Jestliže se jedná o reoperaci či má druhá dolní končetina již umělou náhradu kyčelního kloubu, povoluje se zatěžovat „čerstvě“ operovanou končetinu na polovinu tělesné váhy daného člověka. Bez zátěže by měla být operovaná končetina v případě komplikací během operace či při ztrátě vyššího množství krve. Končetina se pouze pokládá, využívá se tzv. fingovaný krok, kdy je krok nasazován patou a následuje plynulé navíjení nohy po laterální straně až k palci. Ještě před nasazením paty se provádí aktivní dorzální flexe nohy. Toto pokládání je důležité, neboť si tak pacient zachovává správný stereotyp chůze (Kříž, 1986; Macek, 2007; Majerová, 2000).

Správný stereotyp chůze pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu s odlehčením operované dolní končetiny za pomoci dvou francouzských berlí představuje chůze trojdobá. Při nácvičku se usiluje o rytmickou chůzi s dostatečným odlehčením operované končetiny dle nařízení operátora. Chůze o rovině probíhá v následujícím schématu: obě berle dopředu - operovaná končetina doprostřed mezi berle - zdravá končetina se buďto přisune k operované, v lepším případě lehce před berle a operovanou končetinu (čímž se zachovává přirozený kročný stereotyp). Jestliže pacient zvládá správný stereotyp chůze po rovině o 2 FB, začíná se s nácvičkou chůze po schodech. Stejným způsobem probíhá chůze ze schodů (obě DKK jsou na stejném schodě), při chůzi do schodů je pořadí opačné: zdravá končetina se položí na vyvýšený schod, přenesení se na ni váha, přisune se operovaná končetina a nakonec obě berle. Zdatnější pacienti mohou pro chůzi po rovině zvolit chůzi dvojdobou: obě berle jdou současně s operovanou končetinou a nakonec zdravá končetina před berle. Aby zátěž na dolní končetiny nebyla úplná a docházelo k žádoucímu odlehčení, využívají se lokomoční pomůcky, kdy se váha přenesení i na horní končetiny (Kříž, 1986; Majerová, 2000).

Vertikální reakční síla působící na zdravou dolní končetinu přesahuje více jak 50% tělesné hmotnosti daného pacienta, čímž dochází k přetěžování kyčelního kloubu. Tato situace nastává i při klidném postoji, kdy pacient teprve čeká na výměnu postiženého kyčelního kloubu totální endoprotézou. Za těchto okolností je průměrné zatížení nepostižené končetiny až o 9,46 kg vyšší, než je tomu u končetiny postižené. Důvodem odlehčování postižené končetiny bývá zřejmě bolest artrotického kyčelního kloubu.

Velikost reakční síly působící vertikálně na postiženou dolní končetinu po TEP nabývá mnohem vyšších hodnot, než jaké je doporučení od lékaře. Pacienti nejsou schopni zatěžovat operovanou končetinu na 2/3 tělesné tíhy při modifikované třibodové chůzi o 2 FB. Dochází tím k přetížení operované dolní končetiny až o 13,81%, což v absolutních hodnotách představuje sílu až 110,95 N. Nedostatečné odlehčení operované dolní končetiny může nastat i z důvodu neschopnosti přenést potřebnou zátěž na horní končetiny, zejména v důsledku problému souvisejícího se zápěstím a ramenním kloubem, kdy jsou tyto klouby při používání lokomočních pomůcek nadměrně dlouhodobě zatěžovány. Skutečnost přetížení operované dolní končetiny může být důvodem dalších, pozdějších problémů, jakými je např. poškození implantátu vedoucí až k nutnosti reoperace. Větší zatížení postižené končetiny než je doporučeno lékařem, by mohlo nastat i z důvodu zvýšené rychlosti chůze. Na druhé straně by ale měl být pacient schopen umět zatěžovat operovanou dolní končetinu dle doporučení lékaře, a to za každé pohybové situace (Uchytíl & Jandačka, 2009; Uchytíl, Jandačka & Foldyna, 2010).

### **1.3.2 KOMPENZAČNÍ POMŮCKY**

Kompenzační pomůcky slouží ke kompenzaci určitým způsobem omezené funkce či pohybu a stabilizaci zdravotního stavu. Dle způsobu, jakým nahrazují poškozenou či omezenou funkci, je můžeme rozdělit na pomůcky určené pro soběstačnost (př. podavače předmětů, obouváky, sedačky do vany, sprchové židle), oporné – lokomoční pomůcky (vycházkové hole, chodítka, podpažní berle, rolátory), protetické a ortotické pomůcky (protézy, končetinové a trupové ortézy), pomůcky pro komunikaci a přístup k počítači (polohovací zařízení, adaptéry, dotekové obrazovky, klávesnice), pomůcky pro osoby se zrakovým a sluchovým postižením (oční protézy, lupy), pomůcky pro vzdělávání, volnočasové pomůcky apod (Dunzl, 2005; Gallo, 2011).

### 1.3.2.1 OPORNÉ - LOKOMOČNÍ POMŮCKY

Lokomoční pomůcky slouží k odlehčení zátěže dolních končetin přenesením určité tíhy na končetiny horní, kdy k přenosu této tíhy dochází během stojné fáze kroku. Protože nejsou této funkci přizpůsobeny, dochází velmi často k jejich přetěžování.

Chodítka jsou specifickými pomůckami k chůzi pro pacienty, kteří nemají stabilní stoj, a pro které by bylo obtížné používat berle. Existuje několik typů chodítek, ale prakticky pokaždé se jedná o duralovou konstrukci se čtyř či tříbodovou oporou. Vysoká speciální chodítka zahrnují chodítka s předloketní oporou a vysoká podpažní chodítka. Pacientům zajistí vysokou stabilitu. Všechny typy chodítek zajišťují odlehčení zátěže dolních končetin o více jak 75%. Stejnou míru odlehčení poskytují berle podpažní. Využívají je pacienti, kteří nemají sílu v celé paži. Francouzské berle jsou nejčastější pomůckou při odlehčování zátěže dolních končetin. Umožní odlehčení DKK do 75% celkové zátěže a využívají je pacienti s dostatečnou silou v zápěstí. Tyto berle jsou používány při nácviku správného stereotypu chůze nejen u pacientů po totální endoprotéze (Kříž, 1986; <http://www.pomucky-poradna.cz/chuze/>).

## 1.4 TENZOMETRICKÁ PLOŠINA

Dynamometrie obvykle umožňuje přímé měření velikosti sil. Přístroje, které jsou k tomuto účelu zkonstruované, se nazývají dynamometry. Z hlediska technického principu a způsobu použití lze rozeznat dynamometry mechanické, manometrické a elektrické – piezoelektrické, tenzometrické.

Dynamické metody využívají měření silových parametrů. Pro změření velikosti stykových sil mezi podložkou a dolní končetinou se využívají silové desky (plošiny). Silové plošiny využívají pro snímání síly tenzometry, popř. piezoelektrické snímače. Základními měřenými výstupními veličinami jsou složky reakční síly  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  a silové momenty  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ . Další veličiny lze získat z těchto základních veličin matematickým zpracováním dle testovaných situací.

Tenzometrická plošina dovoluje zjištění veškerých vertikálních a smykových sil vznikajících během jednotlivého kroku, popř. během skupiny za sebou následujících kroků. Tyto metody mají při použití moderních technických zařízení vysokou informační schopnost a lze je využít u studia základních lokomočních pohybů – chůze, běhu či skoku do dálky.

Tenzometrická plošina měří působíště reakční síly (center of pressure). Reakční síla vzniká při kontaktu nohy s podložkou, v tomto případě s povrchem plošiny. Její velikost je stejná, ale opačného směru než síla působící na podložku, resp. povrch plošiny. Toto působíště reakční síly, po matematickém přepočtu, odpovídá projekci těžiště do opěrné báze.

Záznamy reakčních sil se zásadně liší v závislosti na druhu lokomoce, tíze člověka, rychlosti pohybu a jeho dalších, čistě individuálních, pohybových vlastnostech. Pomocí tenzometrické plošiny lze výslednou reakční sílu rozložit ve směru vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním. Tento rozklad napomáhá prostorovému popisu pohybu z hlediska působících sil.

Prostřednictvím výsledků naměřených tenzometrickou plošinou lze lépe pochopit hnací a brzdící síly, vypočítat svalové síly a mechanické energetické výkyvy a zjistit

dopady těchto sil na jednotlivé pohybové struktury lidského organismus, stejně tak i na organismus jako celek.

U tenzometrické plošiny jsou tenzometry umístěny v rozích silové desky pod svrchní deskou. Každý tenzometr měří působení tří složek síly v daném místě mezi svrchní deskou a podkladem. Na výstupu plošiny se nachází analogový 6-ti kanálový signál, který je nejprve zesílen a následně poté převeden do digitální podoby. Nejmodernější přístroje (např. firma Bertec) umožňují digitalizaci dat přímo uvnitř silové plošiny a digitální signál tak při přenosu na větší vzdálenost neztrácí kvalitu záznamu.

Měření z tenzometrické plošiny se může studovat samostatně, ale také v kombinaci s vhodně zvoleným výběrem dalšího přístrojového vyšetření. Může se jednat např. o EMG vyšetření či využití 3D zobrazení, čímž lze získat komplexnější a detailnější pohled na daný pohyb, včetně jeho jednotlivých složek a principů. Výsledky z těchto měření poskytují zajímavé informace z hlediska mechaniky.

Tenzometrická plošina je ideálním způsobem, jak změřit posturální výkyvy. Nejčastější zastoupení, ve kterém se využívají vlastnosti tenzometrické plošiny, zahrnuje oblast zdravotnictví a širokého sportovního využití. Ve fyzioterapii se využívá k objektivnímu hodnocení chůze a stoje, pro analýzu lokomoce, rehabilitaci po CMP, uplatnění nachází při vyšetřování pacientů ortopedických, protetických a všech pacientů se svalovou či pohybovou dysfunkcí. Měření na tenzometrické plošině se využívá i ve sportovní medicíně, v atletickém odvětví při trénování a nácviku sprintů či skoků pro zefektivnění a větší ekonomičnost daného pohybu vedoucího k lepším sportovním výkonům ([http://oldwww.upol.cz/fileadmin/user\\_upload/FTK-dokumenty/Katedra\\_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf](http://oldwww.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf); Cross, 1999; Karas et al, 1990).



## **2 PRAKTICKÁ ČÁST**

### **2.1 VLASTNÍ VÝZKUM**

#### **2.1.1 PRACOVNÍ CÍLE A HYPOTÉZY**

Cílem výzkumné části této práce je zjistit, zdali jsou pacienti po totální endoprotéze kyčelního kloubu schopni zatěžovat operovanou dolní končetinu při chůzi po schodech podle nařízení lékaře.

Jednotlivé dílčí cíle lze shrnout do následujících bodů:

- \* Vyhodnocení a porovnání hodnot zatížení operované dolní končetiny při chůzi po schodech.
- \* Vyhodnocení a porovnání hodnot zatížení operované dolní končetiny mezi chůzí do schodů a ze schodů.
- \* Sledování hodnoty zatěžování operované dolní končetiny u jednotlivých testovaných osob vzhledem k hodnotě zátěže nařízené od lékaře.
- \* Porovnání hodnot zatížení operované dolní končetiny mezi chůzí do schodů a ze schodů u jednotlivého pacienta.
- \* Vyhodnocení závislosti zatížení operované dolní končetiny vzhledem ke straně náhrady kyčelního kloubu, pohlaví, věku a BMI probandů, době uplynulé od operace a důvodu indikace TEP.

Stanovené pracovní hypotézy lze vyjádřit následujícím způsobem:

$H_1^1$  – Testované osoby nebudou schopny zatěžovat operovanou dolní končetinu při chůzi po schodech dle nařízení lékaře.

$H_{1a}^1$  – Toto zatížení bude nabývat vyšších hodnot než zatížení doporučené od lékaře.

$H_{1b}^1$  – Při chůzi do schodů i ze schodů bude zatížení operované dolní končetiny vyšší než doporučené zatížení.

$H_A^1$  – Zatížení operované dolní končetiny bude nabývat vyšších hodnot při chůzi ze schodů než do schodů.

$H_B^1$  – Hodnota zatížení operované dolní končetiny nebude záviset na individuálních zvláštlostech jednotlivých testovaných osob.

$H_{Ba}^1$  – Hodnota zatížení operované DK nezáleží na hodnotě BMI testované osoby.

$H_{Bb}^1$  – Zatížení operovaného kyčelního kloubu nezávisí na věku probanda.

$H_{Bc}^1$  – Velikost zatížení operované dolní končetiny nemá závislost na pohlaví testované osoby.

$H_{Bd}^1$  – Zatížení operované dolní končetiny nezáleží na době uplynulé od provedení náhrady kyčelního kloubu.

$H_{Be}^1$  – Velikost zatížení operované dolní končetiny nemá závislost na straně operovaného kyčelního kloubu.

$H_{Bf}^1$  – Zatížení operované dolní končetiny nezávisí na důvodu indikace, pro kterou byla náhrada kyčelního kloubu provedena.

## 2.1.2 METODIKA

Zkoumaný soubor tvořilo 13 osob s totální endoprotézou kyčelního kloubu. Podmínkou pro zařazení do zkoumaného souboru bylo zvládnutí bezpečné třídobé chůze po schodech o dvou francouzských berlích. Pro zjištění maximální hodnoty vertikálně působící reakční síly na dolní končetiny bylo využito tenzometrické plošiny Bertec, kdy z celkově dostupných tří tenzometrických plošin byla využita jedna (<http://www.mie-uk.com/bertec/index.htm>). Pro přiblížení se podmínkám chůze po schodech bylo využito Step UP „bedýnky“ 17cm vysoké (používané zejména v rámci cvičení fitness a aerobiku), která v tomto případě zastupovala funkci skutečného jednotlivého schodu.

Vlastní měření spočívalo v naměření zatížení stojné dolní končetiny během výstupu pacienta na schod a poté ze schodu dolů (vše za správné třídobé chůze po schodech). Data zaznamenaná tenzometry při přenosu mezi plošinou a PC neztrácí svoji kvalitu. Získaná data byla zpracována pomocí softwaru Pro-Vec 5.0 (<http://www.mie-uk.com/Pro-Vec/index.htm>), kdy pro podrobnou analýzu byly použity maximální naměřené hodnoty v průběhu výstupu a sestupu ze schodu.

Software Pro-Vec sbírá a analyzuje data získaná z tenzometrické plošiny. Obsahuje kalibrační matice, čímž se minimalizují chyby během přenosu dat z plošiny do počítače. Pro-Vec program zobrazuje snímky hodnot  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ , totální reakční síly, působíště reakční síly, práce, rychlosti, energie a totálního reakčního momentu. Tento software je schopen upravit získaná data ze dvou silových plošin jako dvě samostatné části či je zkombinovat dohromady a získat tak data z jedné velké virtuální plošiny. Naměřená data se zobrazují v reálném čase datových signálů. Dále lze zobrazit protokoly automaticky vypočtené pro chůzi, váhu, koordinaci, sílu a stabilitu. S tímto softwarem lze kombinovat a porovnávat data dle potřeby každého. Program Pro-Vec nabízí kromě komplexního souboru analytických nástrojů také výkonnou databázi veškerých měření.

Tenzometrická plošina Bertec obsahuje šest snímačů, které měří tři kolmé složky výsledné síly působící na plošinu a také tři momenty sil vznikajících ve stejném okamžiku. Působíště síly lze vypočítat z naměřené síly a jejího momentu působícího na plošinu ve stejné chvíli. Základ tenzometrické plošiny je vyroben z odolné slitiny hliníku, na který

jsou namontovány čtyři přesné snímače působícího zatížení. Horní desku tvoří jeden hliníkový odlitek.

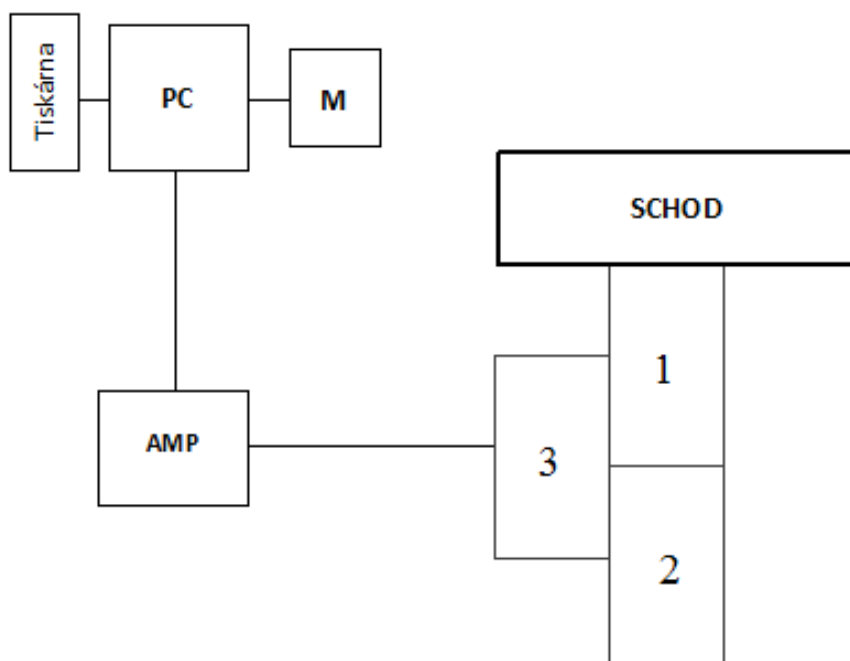
Každá plošina obsahuje předzesilovač namontovaný uvnitř silové desky. Ten zkvalitňuje signál a umožňuje použití dlouhých propojovacích kabelů, aniž by došlo k jakémukoliv snížení signálu. Zesilovač (amplifier) typu AM6800 od firmy Bertec má digitální vstup a poskytuje výstup s variabilním zesílením, čímž se získává vysoká variabilita výstupního signálu. Hlavní zesilovač je montovaný nosič s automatickým nulováním, čímž lze odečíst od signálu vliv různých pomůcek využitých při měření a získat tak plnou rozlišitelnost signálu. Zesilovač AM6800 obsahuje jak analogový, tak digitální výstup v jedné jednotce. Zesílení analogového výstupu lze volit dle aktuální potřeby, kdy jediný přepínač volby zesílení je určen pro všech 6 výstupních kanálů. Výstupní signál lze sledovat pomocí jednotlivých konektorů BNC. Indikátory signálu ukazují polaritu analogového výstupu pro všech šest kanálů tenzometrické plošiny. Výsledkem digitálního výstupu je USB signál.

Silové desky, na kterých probíhalo měření, jsou široké 40 cm, dlouhé 60 cm a vysoké 7 cm. Rozsah síly  $F_z = 10$  kN,  $F_x$  a  $F_y = 5$  kN. Lze ji přetížit o polovinu doporučeného zatížení a hmotnost každé silové desky je 35 kg (viz Tab. 4). Pro naše účely byla využita pouze jedna silová deska (i když k dispozici byly tři plně funkční silové desky), kdy pacient prováděl výstup z této plošiny na schod a sestup ze schodu právě na tuto plošinu (viz Obr. 4). Umístění silových desek splňuje nároky na krokový cyklus a blíže je znázorněno na Obr. 4. Tenzometrická deska 3 jako jediná pracuje na principu analogovém, zatímco zbylé dvě silové desky (1, 2) na principu digitálním.

Tab. 4 - Technické parametry použité tenzometrické plošiny firmy Bertec.

TECHNICKÉ PARAMETRY PLOŠINY TYPU 4060A			
šířka	40 cm	hmotnost	35 kg
délka	60 cm	přetížitelnost	50%
výška	7 cm	provozní teplota	0 - 50°C
rozsah síly		citlivost	
$F_z$ - vertikální síla	10 kN	$F_z$	0,85 mV/Nm
$F_x, F_y$ - střížné síly	5 kN	$F_x, F_y$	1,60 mV/Nm

Obr. 4 – Uspořádání kineziologické laboratoře RHB kliniky FN HK.



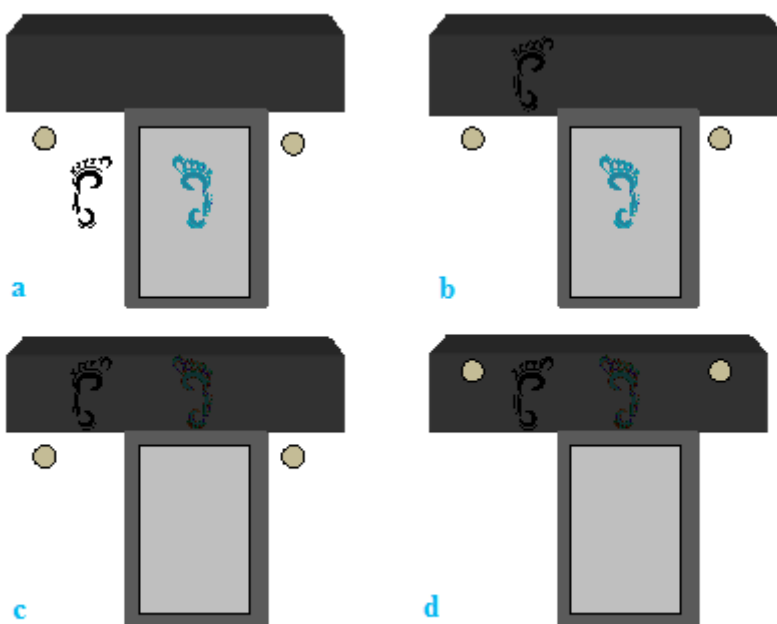
PC = počítač, AMP = zesilovač (amplifier), M = monitor, 1, 2, 3 = tenzometrické plošiny

Získaná data zaznamenaná tenzometrickou plošinou a zpracovaná softwarem Pro-Vec byla vyhodnocena pro podrobnou analýzu. Maximální naměřené hodnoty vertikálně působící reakční síly na operovanou dolní končetinu během výstupu a sestupu ze schodu byly statisticky a graficky zpracovány v programu Excel ze sady Microsoft Office 2007.

Osoby zařazené do zkoumaného souboru, které zvládaly bezpečnou třídobou chůzi po schodech, byly dostatečně poučeny a seznámeny s průběhem postupu měření. Postup měření jim byl nejprve důkladně vysvětlen a následně i názorně předveden. Aby získaly jasnou představu, co je po nich vyžadováno, a nabyly jistoty, mohly si výstup i sestup ze schodu vyzkoušet ještě před samotným měřením. Pro zajištění bezpečnosti a nabytí probandovy sebedůvěry ve zvládnutí požadovaného pohybu se v jeho těsné blízkosti nacházel zdravotnický pracovník připraven v případě slabosti či nejistoty zajistit probandovi dostatečnou oporu.

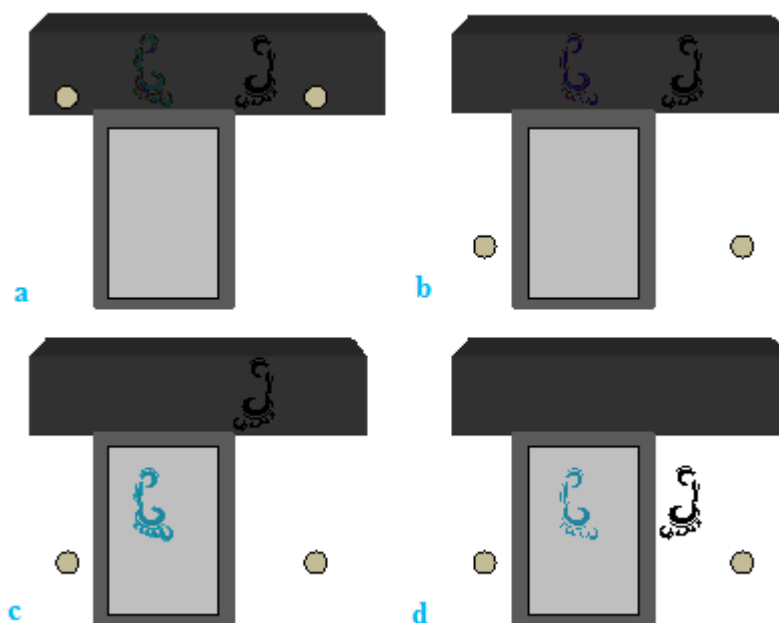
Měření bylo zahájeno ze statické polohy, kdy při chůzi do schodů stál proband postíženou končetinou na měřicí silové desce, neoperovanou končetinou a oběma berlemi mimo plošinu. Na pokyn provedl výstup zdravou končetinou na schod, následovala končetina operovaná a nakonec berle, o které se pacient do poslední fáze opíral. Veškeré tyto jednotlivé dílčí kroky průběhu měření výstupu do schodů jsou schematicky znázorněny na Obr. 5. Při chůzi ze schodů proband stál na schodu, postížená končetina došlapovala na měřicí silovou desku, obě berle a neoperovaná končetina se dotýkaly podložky mimo plošinu. Na pokyn zahájil sestup ze schodu, kdy kladl obě berle na podložku, následovala operovaná končetina s kontaktem na měřicí plošinu a nakonec na podložku došlapovala končetina zdravá. Tyto výše popsané jednotlivé dílčí fáze průběhu měření chůze ze schodů schematicky znázorňuje Obr. 6.

Obr. 5 – Průběh měření chůze do schodů osoby s TEP pravého kyčelního kloubu.



Obrázky a – d znázorňují jednotlivé fáze třídobé chůze do schodů. Na obr. a je zachycena situace počáteční, ze které bylo měření započato a na obr. d situace konečná, kdy bylo měření ukončeno. Modře je znázorněna operovaná dolní končetina.

Obr. 6 – Průběh měření chůze ze schodů osoby s TEP pravého kyčelního kloubu.



Obrázky a – d znázorňují jednotlivé fáze třídobé chůze ze schodů. Obrázek a ukazuje situaci výchozí, ze které bylo zahájeno měření a obr. d situaci konečnou. Modře je znázorněna operovaná dolní končetina.

Veškeré tyto aktivity probíhaly ve správné třídobé chůzi po schodech o dvou francouzských berlích, rychlost tohoto provedení závisela zcela na probandovi samotném. Testovaná osoba nebyla nijak korigována, výstup i sestup na schod prováděla dle svého individuálního pohybového návyku.

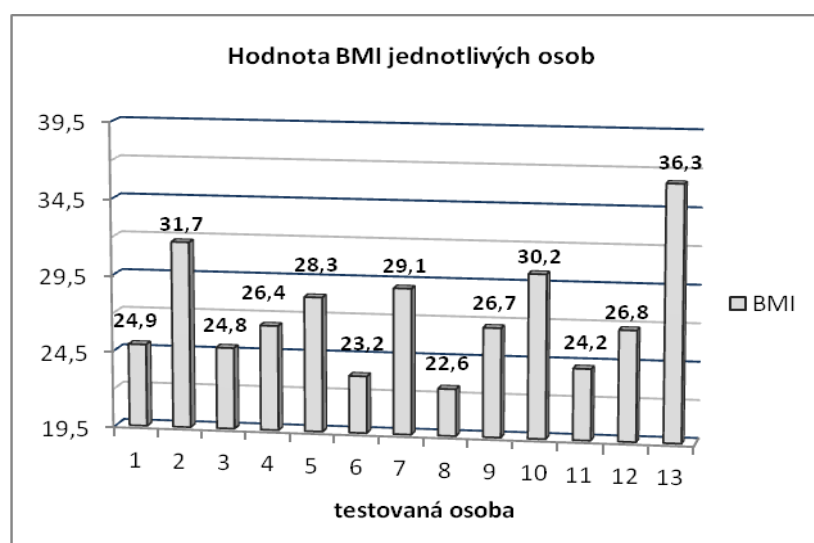
## 2.2 VÝSLEDKY

### 2.2.1 ZKOUMANÝ SOUBOR

Počet zkoumaných osob s totální endoprotézou kyčelního kloubu ve výsledku čítal 13 probandů. V původním plánu bylo zahrnout do tohoto výzkumu alespoň 30 osob, což se ovšem v důsledku časového omezení nepodařilo. Dalším důvodem, proč nebylo dosaženo stanoveného počtu osob s totální endoprotézou kyčelního kloubu, byla skutečnost, že tito probandi museli splňovat kritérium stanovené pro zařazení do tohoto výzkumu, kterým bylo bezpečné zvládnutí třídobé chůze po schodech s použitím dvou francouzských berlí.

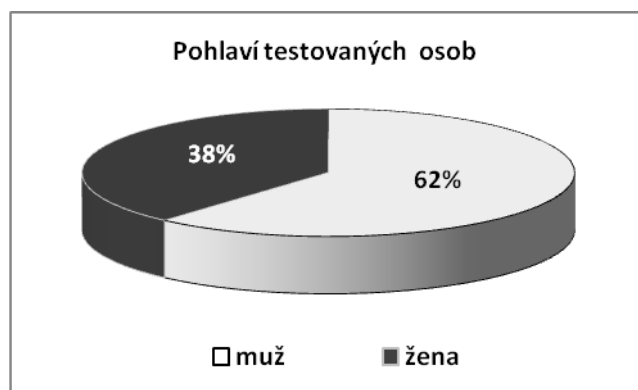
Celkový počet 13 zkoumaných osob tvořilo 5 žen a 8 mužů průměrného věku 65 let (35–82 let), výšky 1,69 m (1,58–1,86 m) a hmotnosti 80,43 kg (58–114,89 kg). Jejich průměrná hodnota BMI činila 26,65 (22,57–36,26). Jednotlivé zastoupení hodnoty BMI pro každou testovanou osobu lze vyčíst z Obr. 7. Stranové zastoupení činilo v sedmi případech levý a v šesti případech pravý operovaný kyčelní kloub. Z indikačních důvodů provedení TEP kyčelního kloubu byla čtyřikrát zastoupena fraktura, zbývajících devět důvodů tvořila artróza. Průměrná doba od operace v době měření činila 14 dní (6–48 dní). Procentuální vyjádření výše zmíněných údajů lze nalézt na Obr. 8, 9, 10.

Obr. 7 – Vyjádření hodnoty BMI u jednotlivých testovaných osob.

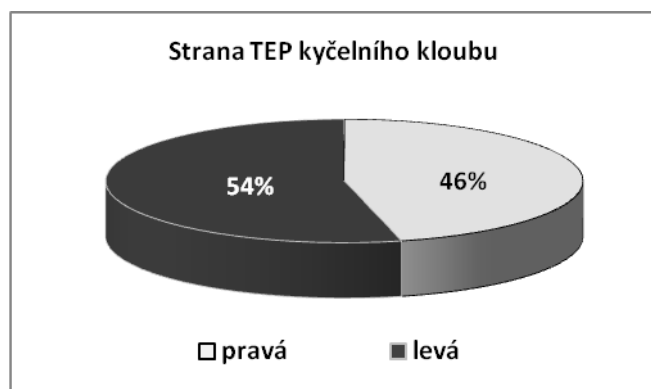




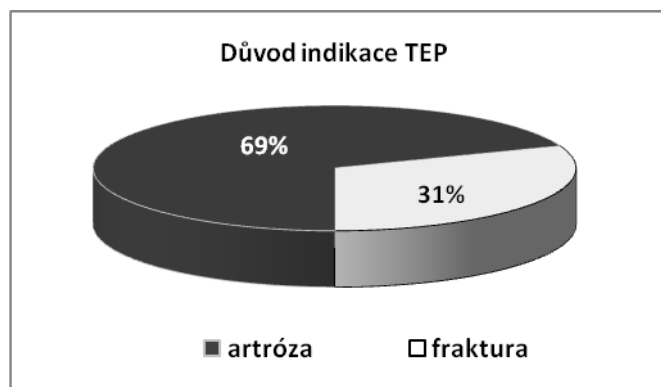
Obr. 8 - Procentuální zastoupení pohlaví zkoumaného souboru.



Obr. 9 – Procentuální zastoupení strany operovaného kyčelního kloubu.



Obr. 10 – Procentuální zastoupení důvodu, na základě kterého byla provedena TEP kyčelního kloubu.

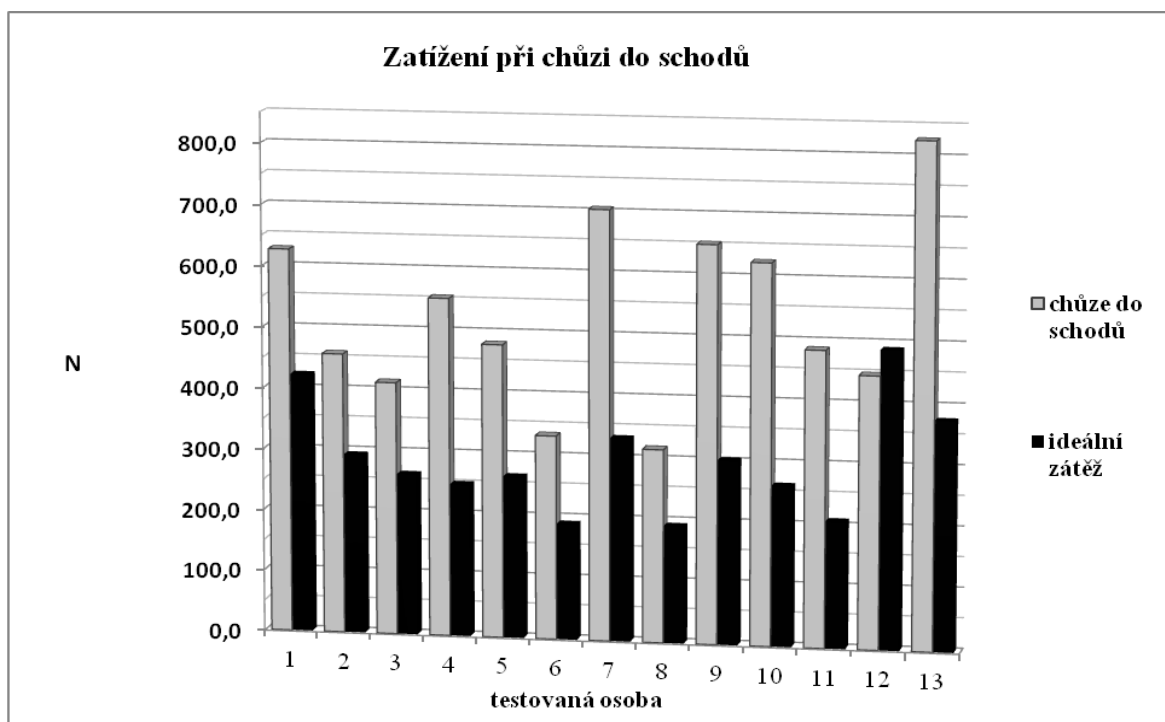


Celkový přehled naměřených a z nich odvozených informací včetně osobnostní charakteristiky jednotlivých testovaných osob je vyjádřen v příloze 1 (s. 69-70). Jedná se o kompletní tabulku s veškerými údaji, kde některé z těchto údajů slouží pouze k dokreslení představy a získu komplexnějších informací o dané testované osobě.

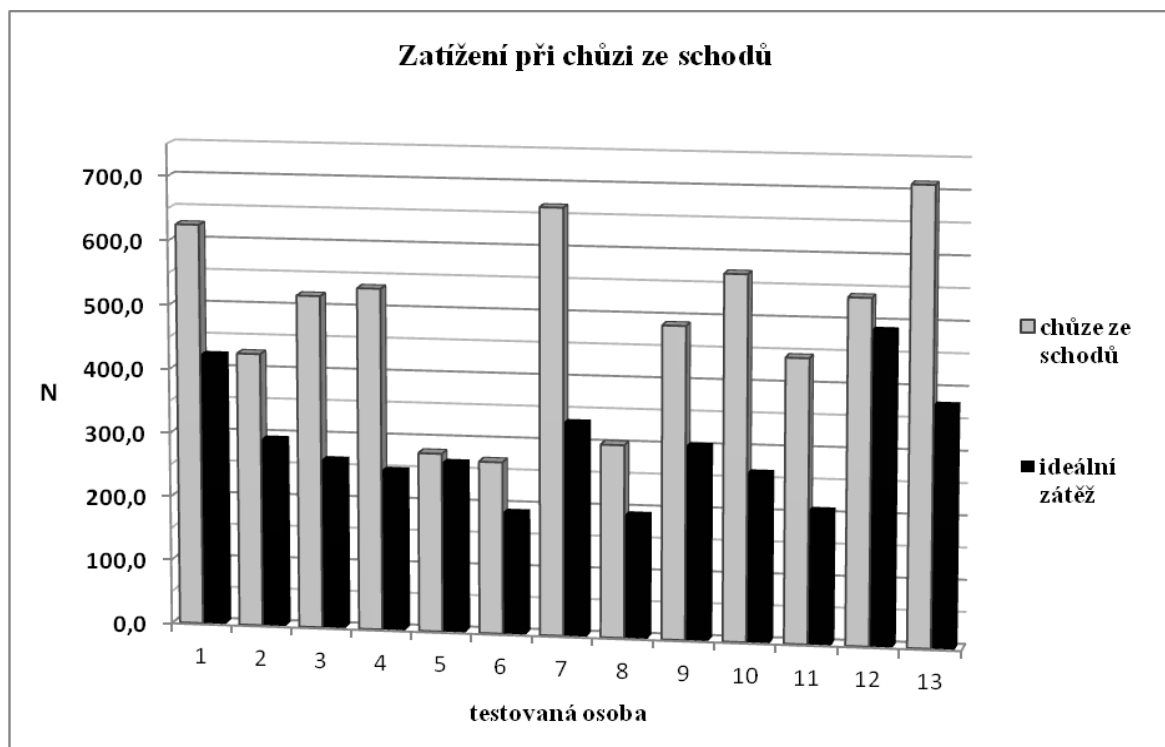
## **2.2.2 VYHODNOCENÍ PRACOVNÍCH HYPOTÉZ**

Testované osoby nejsou schopny zatěžovat operovanou dolní končetinu dle nařízení lékaře. Tuto skutečnost, a tím i odpověď na hypotézu  $H_1^1$ , lze na první pohled vyčíst z grafů 1 a 2. Zároveň tím lze potvrdit i hypotézy  $H_{1a}^1$  i  $H_{1b}^1$ , že toto skutečné zatížení operované dolní končetiny bude nabývat vyšších hodnot než zatížení doporučené. Pouze v jednom případě nastala situace, že zatížení operované dolní končetiny nedosahovalo takové hodnoty, která byla doporučena lékařem, a operovaná DK tak byla odlehčena více. Tuto situaci lze vyčíst opět z grafu 1. Jedná se o testovanou osobu č. 12, kdy tohoto „nedostatečného“ zatížení bylo dosaženo při výstupu do schodů. Ovšem vzhledem k celkové situaci, kdy tato osoba tvoří 7,69% z celkového počtu, je tento ojedinělý případ v celkovém hodnocení zanedbatelný.

Graf 1 – Porovnání hodnot zatížení u jednotlivých osob při chůzi do schodů s hodnotou zatížení doporučenou lékařem.

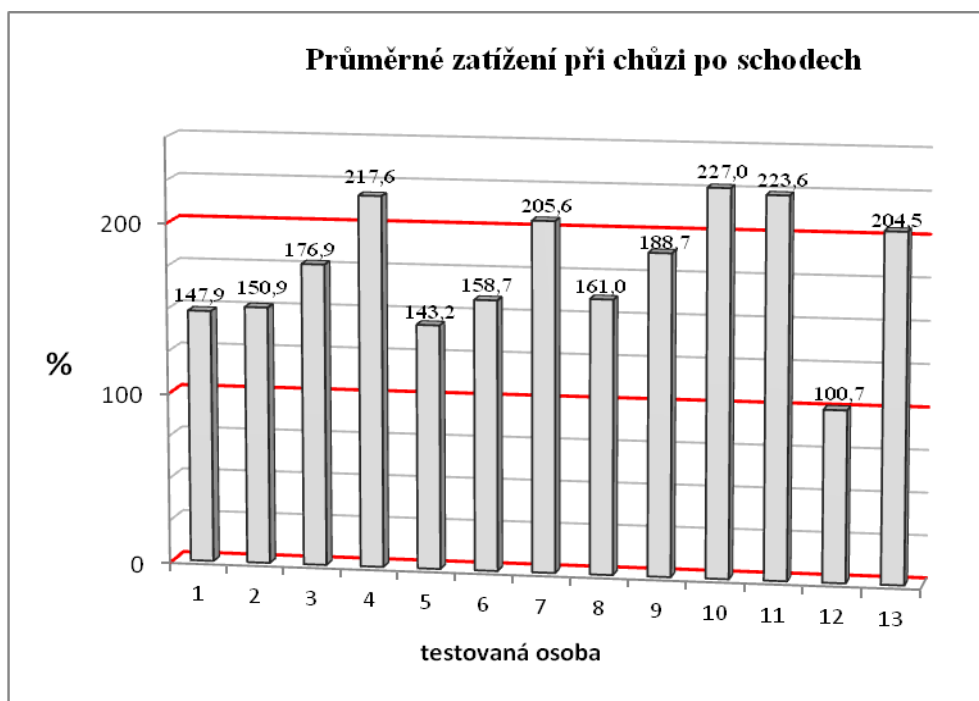


Graf 2 – Porovnání hodnot zatížení u jednotlivých osob při chůzi ze schodů s hodnotou zatížení doporučenou lékařem.



Podrobnější náhled na testování hypotézy  $H_{1a}^1$  vyjadřuje graf 3. Z grafu lze vyčíst odlišnosti zatěžování operované dolní končetiny u jednotlivých testovaných osob. Průměrné zatížení operovaného kyčelního kloubu činilo 178,6%. Probandi tedy nejsou schopni dodržet doporučení o zátěži při chůzi po schodech a operovanou dolní končetinu přetěžují v průměru o 78,60%. Tento výsledek není zanedbatelný, neboť se jedná o přetížení dosahující až k dvojnásobku doporučeného zatížení. Jestliže se tato hodnota převede na tělesnou hmotnost, potom se jedná o přetížení v průměrné hodnotě 21,34 kg na osobu.

Graf 3 – Grafické znázornění průměrného zatížení jednotlivých osob při chůzi po schodech (vyjádřeno v %).

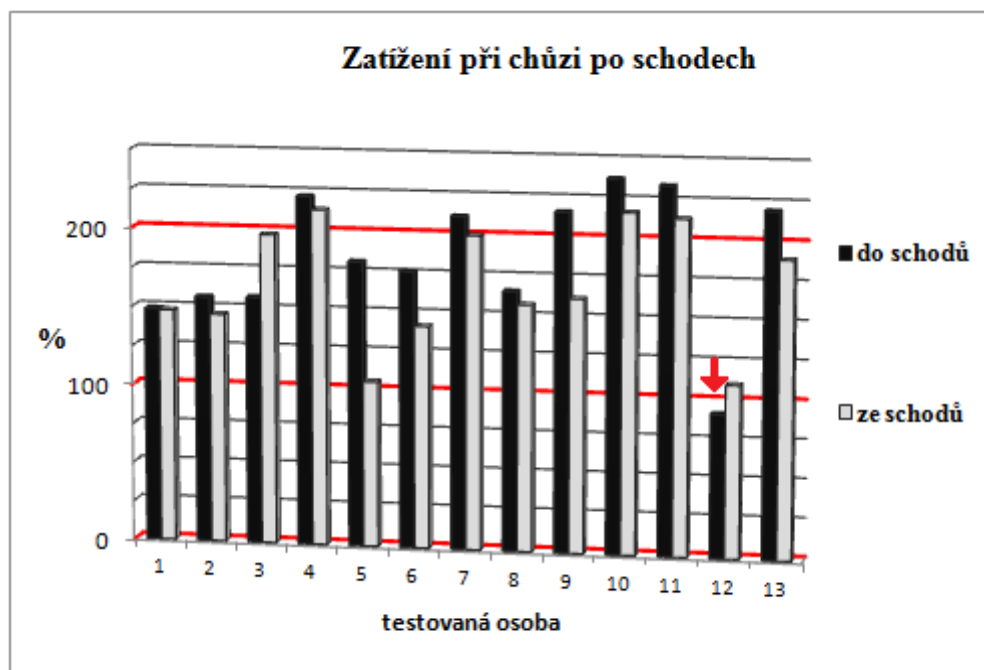


Zatížení při chůzi po schodech = průměr absolutních hodnot vertikálně působící reakční síly na operovanou DK při výstupu a sestupu ze schodů.

Hypotéza  $H_{1b}^1$  - Při chůzi do schodů i ze schodů bude zatížení operované dolní končetiny vyšší než doporučené zatížení. Opět lze tuto hypotézu potvrdit. Grafické znázornění této skutečnosti lze odečíst z grafu 4. Jak již bylo napsáno výše, pouze u testované osoby č. 12 si můžeme povšimnout skutečnosti, že během výstupu na schod nezatěžuje operovanou dolní končetinu dle doporučení lékaře a odlehčuje ji více. Průměrné

zatížení při chůzi do schodů činí 181,2%, při chůzi ze schodů 161,5%. Opět se jedná o přetížení operované končetiny, ať již během výstupu, tak i sestupu ze schodů. Toto průměrné přetížení vyjádřené v tělesné hmotnosti představuje při chůzi do schodů 21,90 kg, při chůzi ze schodů 20,46 kg. Ani tyto výsledky nelze zanedbat, protože v obou případech chůze po schodech nastává přetížení více jak o polovinu „ideální zátěže“.

Graf 4 – Grafické znázornění zatížení operované dolní končetiny u jednotlivých osob při výstupu a sestupu ze schodů (vyjádřeno v %).



Šipka upozorňuje na v textu výše zmiňovanou situaci, kdy testovaná osoba při chůzi do schodů zatížila operovanou DK na hodnotu nižší, než jí bylo doporučeno lékařem.

Ke statistickému vyhodnocení hypotézy  $H_1^1$ , resp.  $H_{1a}^1$  a  $H_{1b}^1$  bylo využito Studentova t-testu.

Testování hypotézy  $H_{1a}^1$  bylo provedeno na základě výpočtu dvoustranného párového t-testu v programu Microsoft Excel.

OSOBA	CHŮZE PO SCHODECH [N]	IDEÁLNÍ ZÁTĚŽ [N]
1	625,50	422,93
2	441,89	292,92
3	465,92	263,35
4	542,95	249,50
5	379,35	264,83
6	300,90	189,58
7	684,00	332,71
8	308,50	191,58
9	569,55	301,86
10	596,90	262,96
11	464,30	207,69
12	492,30	488,73
13	769,20	376,18
aritmet. $\bar{x}$	510,87	295,76
SD	145,88	89,63
T-test	<b>1,83306E-05</b>	
významnost	<b>p &lt; 0,01</b>	

Zatížení operované dolní končetiny osob s TEP kyčelního kloubu při chůzi po schodech je statisticky významně (na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , resp.  $0,01$ ) vyšší než lékařem doporučené zatížení. Hypotézu  $H_{1a}^1$  – toto zatížení bude nabývat vyšších hodnot než zatížení doporučené od lékaře – lze na základě výsledku t-testu potvrdit.

Testování hypotézy  $H_{1b}^1$  bylo provedeno na základě výpočtu dvoustranného párového t-testu v programu Microsoft Excel.

Chůze do schodů – výsledek t-testu = **3,26E-05**

**p < 0,01**

Zatížení operované DK při chůzi do schodů je statisticky významně vyšší než lékařem doporučená hodnota zatížení na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , resp.  $0,01$ .

Chůze ze schodů – výsledek t-testu = **3,40E-05**

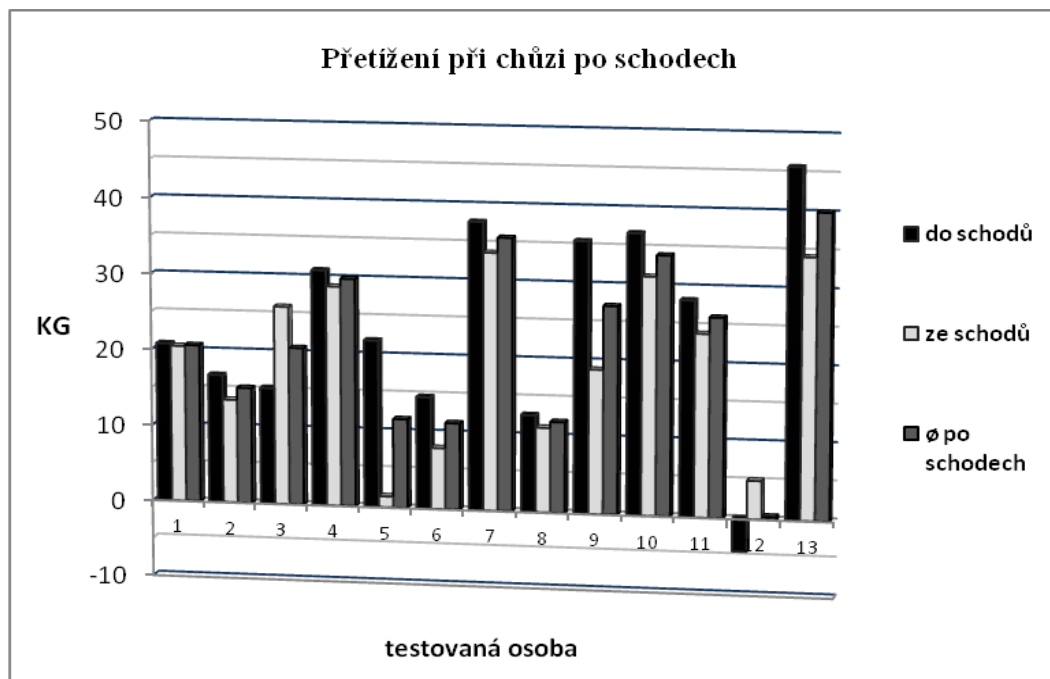
**p < 0,01**

Osoby s TEP kyčelního kloubu zatěžují při chůzi ze schodů operovanou DK statisticky významně ( $p < 0,01$ ) více než jim bylo doporučeno.

Na základě těchto výsledků, kdy zatížení operované DK při chůzi do i ze schodů je statisticky významně vyšší než doporučené zatížení, při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , resp.  $0,01$ , můžeme hypotézu  $H_{1b}^1$  potvrdit.

Hypotéza  $H_A^1$  – Zatížení operované dolní končetiny bude nabývat vyšších hodnot při chůzi ze schodů než do schodů. Jedná se o porovnání velikosti zatížení operované dolní končetiny při výstupu do schodů se sestupem ze schodů. Tato hypotéza vycházela ze skutečnosti, že chůze ze schodů je pocíťována jako namáhavější, protože klade mnohem vyšší nároky na posturální funkci. Proto bude pro testované osoby obtížnější kontrolovat velikost zatížení operované dolní končetiny, čímž dojde k většímu zatížení, než jakého bude dosaženo při výstupu do schodů. Tuto hypotézu lze zamítnout, pouze u dvou testovaných osob, které tvoří 15,38% z celkového počtu, se prokázalo vyšší zatížení operované dolní končetiny při sestupu ze schodů než během výstupu. Tuto situaci lze vyjádřit následujícím grafem 5.

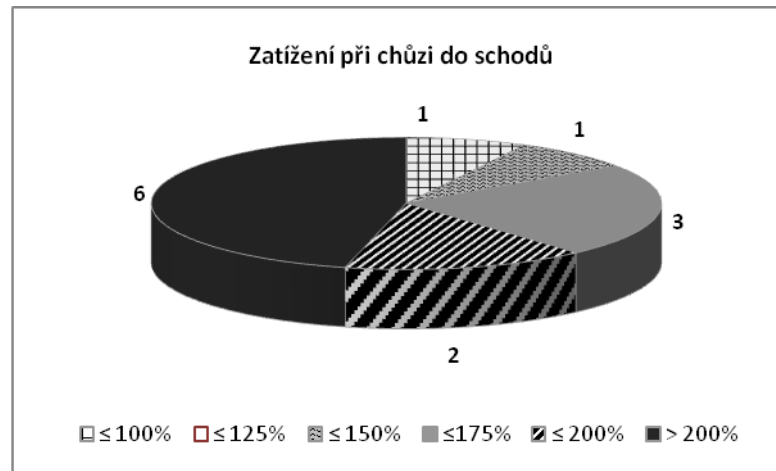
Graf 5 - Vyjádření přetížení operované dolní končetiny (v závislosti na doporučeném zatížení) v tělesné hmotnosti u jednotlivých osob.



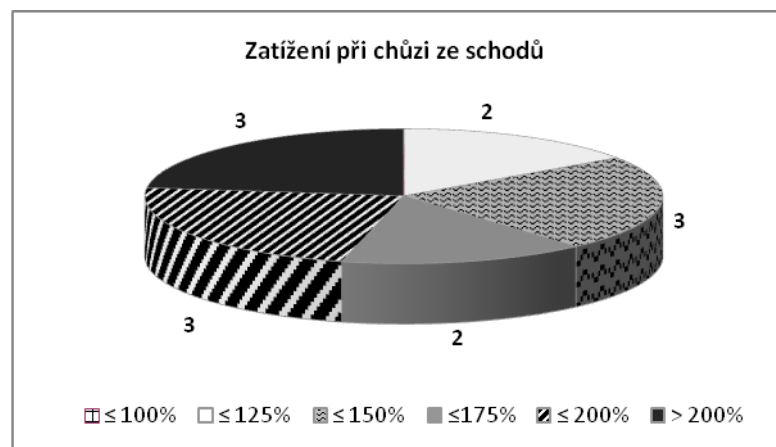
Graf 5 prokazuje, že stanovená hypotéza nebyla potvrzena. Testované osoby zatěžují operovanou dolní končetinu více při chůzi do schodů než při chůzi ze schodů.

Průměrné přetížení při chůzi do schodů vztažené na tělesnou hmotnost činilo 21,90 kg a 20,46 kg při chůzi ze schodů. Průměrné přetěžování operované dolní končetiny při chůzi po schodech je 21,34 kg. Míru zatížení operované DK při chůzi do schodů a ze schodů lze vyjádřit i v následných grafech - viz grafy 6 a 7.

Graf 6 - Počet osob zatěžující operovanou dolní končetinu na hodnotu zátěže (vyjádřenou v %) při chůzi do schodů.



Graf 7 - Počet osob zatěžující operovanou dolní končetinu na hodnotu zátěže (vyjádřenou v %) při chůzi ze schodů.

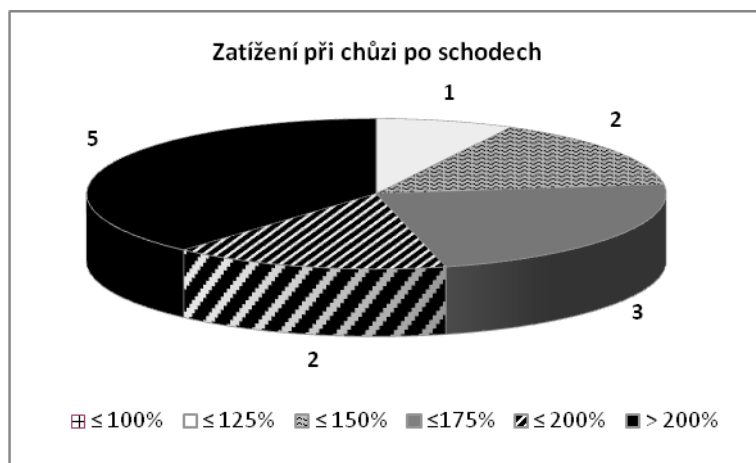


Z těchto grafů lze odečíst jednotlivé zastoupení velikosti zátěže na počet pacientů vyjádřených procentuálně. Např. při chůzi do schodů 46,16% testovaných osob překračuje dvojnásobek doporučeného zatížení, zatímco při chůzi ze schodů se jedná o polovinu



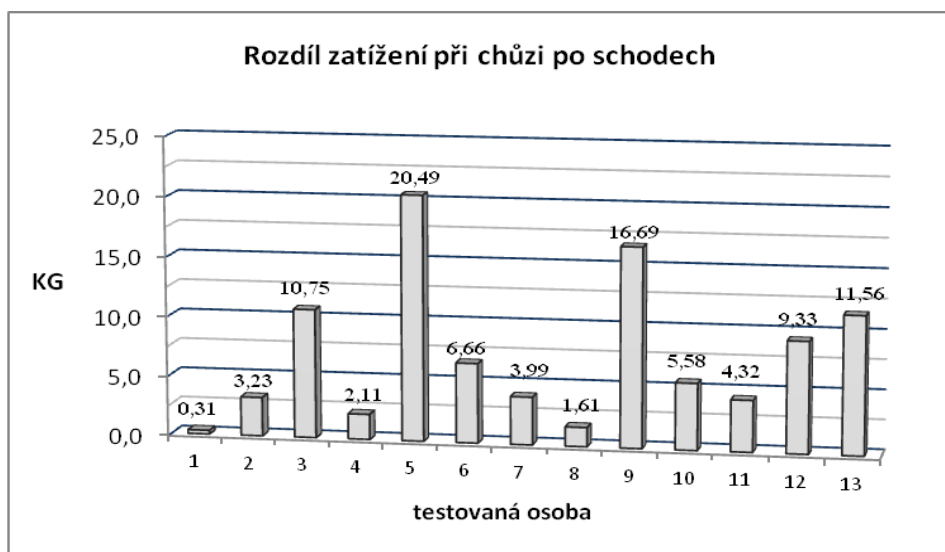
případů méně, čili 23,08% testovaných osob zatěžuje na dvojnásobek doporučeného zatížení. Probandi zatěžující operovanou dolní končetinu mezi 101 - 150% doporučené hmotnosti tvoří 7,69% v případě chůze do schodů a 38,46% v případě sestupu ze schodů. Průměrné vyjádření velikosti zatížení při chůzi po schodech lze nalézt v grafu 8.

Graf 8 - Počet testovaných osob zatěžující operovanou DK na hodnotu zátěže (vyjádřenou v %) při chůzi po schodech.



Jestliže se porovnají výsledky velikosti vertikálně působící reakční síly naměřené při chůzi do schodů s výsledky naměřenými při chůzi ze schodů, činí rozdíl zatížení mezi výstupem a sestupem ze schodů průměrnou hodnotu, vztaženou na tělesnou hmotnost, 5,57 kg. Jestliže se toto zatížení vyjádří v procentuálním zastoupení vertikálně působící reakční síly na operovanou DK, jedná se o rozdíl v hodnotě 20,41%. Pro lepší vyjádření této situace slouží graf 9 ukazující rozdíl ve velikosti zatížení operované dolní končetiny mezi chůzí do schodů a ze schodů vyjádřené v tělesné hmotnosti.

Graf 9 – Grafické vyjádření rozdílu zatížení u jednotlivých osob mezi chůzí do schodů a ze schodů.



Rozdíl zatížení při chůzi po schodech byl spočítán na základě absolutních hodnot naměřených při výstupu a sestupu ze schodů, kdy se od vyšší hodnoty naměřené zátěže (dosažené nejčastěji při chůzi do schodů - pouze ve 2 případech se jednalo o chůzi ze schodů) odečetla hodnota nižší.

Na základě tohoto grafu lze tvrdit, že každý proband zatěžuje individuálně, v závislosti na vlastním pohybovém návyku a aktuálním zdravotním stavu. Probandi tedy nejsou schopni při chůzi ze schodů zatěžovat operovanou dolní končetinu na stejnou hodnotu, jaké je dosaženo při chůzi do schodů. Největší rozdíl zatížení mezi chůzí do schodů a ze schodů činil 20,49 kg, zatímco nejmenší rozdíl zatížení mezi výstupem a sestupem ze schodů dosáhl hodnoty pouhých 0,31 kg.

Statistické ověření hypotézy  $H_A^1$  – Zatížení operované dolní končetiny bude nabývat vyšších hodnot při chůzi ze schodů než do schodů. Testování této hypotézy bylo provedeno na základě výpočtu dvoustranného párového t-testu v programu Microsoft Excel.

Výsledek t-testu = **0,098**

**$p > 0,05$**

Na základě tohoto výsledku, kdy  $p > 0,05$ , na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  zamítáme tuto hypotézu, což znamená, že zatížení operované dolní končetiny bude nabývat vyšších hodnot při výstupu do schodů než ze schodů.

Hypotéza  $H_B^1$  – Hodnota zatížení operované dolní končetiny nebude záviset na individuálních zvláštnostech jednotlivých testovaných osob. Závislost těchto individuálních odlišností každé testované osoby byla vypočtena na základě Spearmanova koeficientu pořadové korelace.

Hypotéza  $H_{Ba}^1$  – Hodnota zatížení operované DK nezáleží na hodnotě BMI testované osoby. Tato hypotéza nebyla zamítnuta, protože vyhodnocením výpočtu dle Spearmanova koeficientu pořadové korelace hodnota BMI a velikost zatížení jsou nezávislé. Výpočet a vyhodnocení Spearmanova koeficientu pořadové korelace pro tuto situaci viz níže:

n	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	Σ
x	24,8	31,7	24,8	26,3	28,3	23,2	29,0	22,5	26,6	30,2	24,1	26,7	36,2	-
y	20,6	15,1	20,6	29,8	11,6	11,3	35,7	11,9	27,2	33,9	26,1	0,3	40,0	-
$I_x$	5	12	4	6	9	2	10	1	7	11	3	8	13	-
$I_y$	6,5	5	6,5	10	3	2	12	4	9	11	8	1	13	-
$(I_x - I_y)^2$	2,25	49	6,25	16	36	0	4	9	4	0	25	49	0	<b>200,5</b>

Legenda:

$I_x, I_y$  ..... pořadová čísla hodnot proměnných x a y  
n ..... rozsah souboru

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum (I_x - I_y)^2}{n(n^2 - 1)}$$

$$r_s = 0,4492$$

$$r_{krit} = 0,5549 \quad (\text{pro } \alpha=0,05 \text{ a } n = 13)$$

$$r_s < r_{krit}$$

Protože  $r_s < r_{krit}$ , lze považovat hodnotu  $r_s$  za statisticky nevýznamnou na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  ( $p > 0,05$ ), což znamená, že hodnota BMI neprokazuje závislost na velikost zatížení operované dolní končetiny.

Hypotéza  $H_{Bb}^1$  - Zatížení operovaného kyčelního kloubu nezávisí na věku probanda. Věk probanda, dle vyhodnocení výpočtu podle Spearmanova koeficientu

pořadové korelace, nemá závislost na velikost zatížení operované dolní končetiny při chůzi po schodech, a proto lze tuto hypotézu potvrdit.

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum (I_X - I_Y)^2}{n(n^2 - 1)}$$

$$r_s = 0,0042 \qquad r_s < r_{krit}$$

Protože  $r_s < r_{krit}$ , můžeme hodnotu  $r_s$  považovat za statisticky nevýznamnou na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  ( $p > 0,05$ ), z čehož vyplývá, že velikost zatížení a věk testované osoby jsou nezávislé.

Hypotéza  $H_{Bc}^1$  - Velikost zatížení operované dolní končetiny nemá závislost na pohlaví testované osoby. Dle vyhodnocení výpočtu Spearmanova koeficientu pořadové korelace neexistuje závislost těchto dvou testovaných veličin.

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum (I_X - I_Y)^2}{n(n^2 - 1)}$$

$$r_s = 0,4656 \qquad r_s < r_{krit}$$

Protože  $p > 0,05$ , hodnotu  $r_s$  nelze považovat za statisticky významnou na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , lze potvrdit hypotézu  $H_{Bc}^1$  – neexistuje souvislost mezi pohlavím testované osoby a velikostí zatížení operované DK.

Hypotéza  $H_{Bd}^1$  – Zatížení operované dolní končetiny nezáleží na době uplynulé od provedení náhrady kyčelního kloubu. Tato hypotéza nebyla zamítnuta, neboť na základě výpočtu Spearmanova koeficientu pořadové korelace závislost doby uplynulé od operace a velikosti zatížení neexistuje.

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum (I_X - I_Y)^2}{n(n^2 - 1)}$$

$$r_s = 0,1579 \qquad r_s < r_{krit}$$

Hodnota  $r_s$  lze považovat za statisticky nevýznamnou na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  ( $p > 0,05$ ), proto lze stanovenou hypotézu o nezávislosti velikosti zatížení operované DK a doby uplynulé od operace potvrdit.

Hypotéza  $H_{Be}^1$  - Hodnota zatížení operované dolní končetiny nemá závislost na straně operovaného kyčelního kloubu. Tuto hypotézu lze pomocí výpočtu Spearmanova koeficientu pořadové korelace zamítnout. Vzájemná závislost mezi stranou provedení TEP kyčelního kloubu a zatížením operované DK je vysoká.

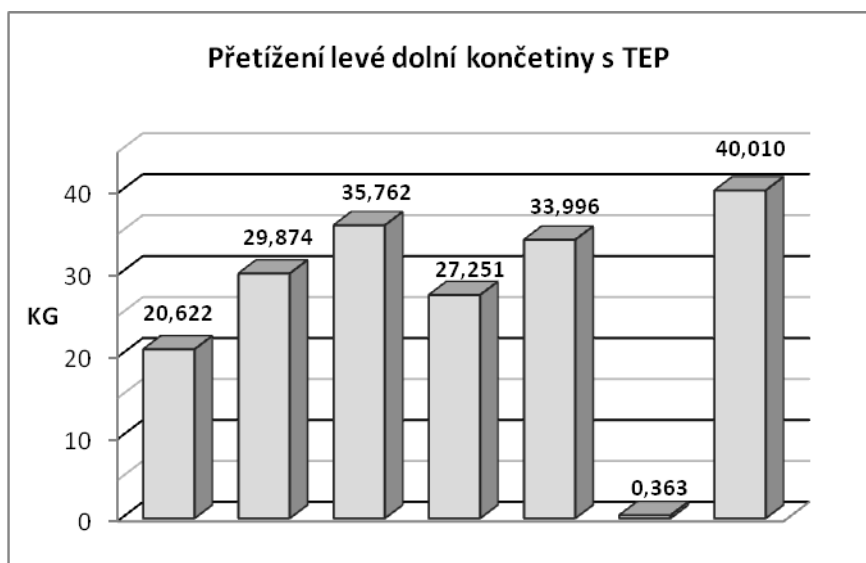
$$r_s = 1 - \frac{6 \sum (I_x - I_y)^2}{n(n^2 - 1)}$$

$$r_s = 0,6085$$

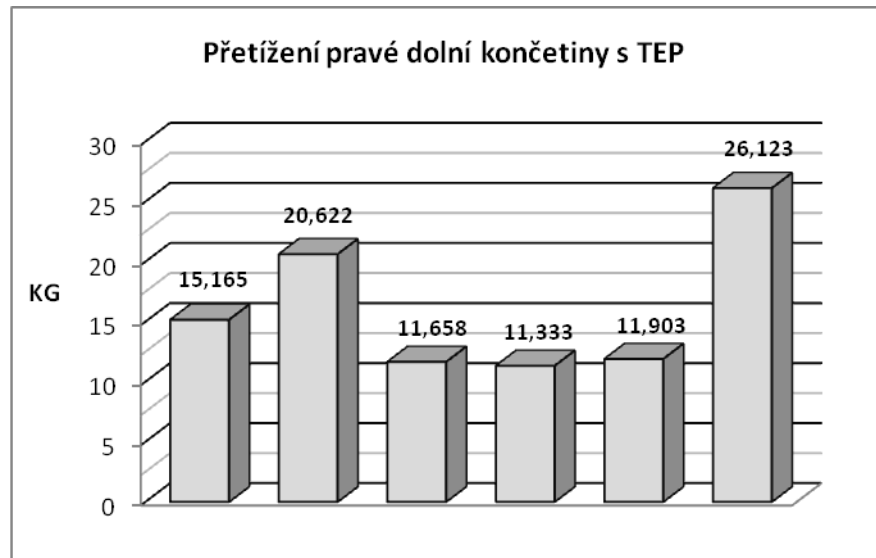
$$r_s \geq r_{krit}$$

Výslednou hodnotu  $r_s$  považujeme za statisticky významnou na hladině významnosti  $\alpha=0,05$  ( $p < 0,05$ ), což znamená, že strana provedení náhrady kyčelního kloubu ovlivňuje velikost zatížení operované DK. Osoby s TEP levého kyčelního kloubu ve výsledku dosahují při chůzi po schodech vyšších hodnot přetížení této operované DK než osoby s TEP pravého kyčelního kloubu. Vyjádření velikosti přetížení dle strany TEP kyčelního kloubu lze odečíst z grafů 10 a 11.

Graf 10 – Grafické vyjádření velikosti přetížení vztažené na tělesnou hmotnost u osob s TEP levého kyčelního kloubu.



Graf 11 – Grafické vyjádření velikosti přetížení vztahené na tělesnou hmotnost u osob s TEP pravého kyčelního kloubu.



Hypotéza  $H_{Bf}^1$  - Zatížení operované dolní končetiny nezávisí na důvodu indikace, pro kterou byla náhrada kyčelního kloubu provedena. Pomocí výpočtu Spearmanova koeficientu pořadové korelace, který neproказuje závislost důvodu indikace totální náhrady a velikost zatížení operované dolní končetiny, lze tuto hypotézu také potvrdit.

$$r_s = 1 - \frac{6 \sum (I_x - I_y)^2}{n(n^2 - 1)}$$

$$r_s = 0,3942$$

$$r_s < r_{krit}$$

Na základě výsledku, lze tvrdit, že hodnota  $r_s$  je statisticky nevýznamná na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  ( $p > 0,05$ ), což znamená, že indikace, na základě které byla TEP kyčelního kloubu provedena, nemá vliv na velikost zatížení operované dolní končetiny.

## 2.3 DISKUZE

Probandi po TEP kyčelního kloubu nejsou schopni zatěžovat operovanou DK dle nařízení lékaře a zatěžují ji více. Tato situace byla očekávána, protože již dříve provedený výzkum prokázal, že velikost vertikálně působící reakční síly na postiženou dolní končetinu nabývá vyšších hodnot než lékařem doporučená 2/3 zátěž. V této práci bylo doporučené zatížení na 1/3 tělesné hmotnosti daného člověka, pouze u dvou testovaných osob doporučená zátěž činila 2/3 a 1/2 tělesné hmotnosti. Ale ani tito probandi nebyli schopni dosáhnout doporučeného zatížení při chůzi po schodech a operovanou DK přetěžovali.

Vzorek 13 testovaných osob nemůže být směrodatným pro tvrzení, že všichni pacienti po TEP kyčelního kloubu přetěžují operovanou dolní končetinu při chůzi po schodech. Aby se toto tvrzení dalo aplikovat v širším měřítku, muselo by být testovaných osob o mnoho více. Na druhou stranu lze ovšem tvrdit, že „tendence k přetěžování“ u osob po TEP kyčelního kloubu při chůzi po schodech existuje. Proto by bylo vhodné zamyslet se nad otázkou „preventivního nácviku zatěžování“ dolních končetin. Jestliže není pacient schopen „ideálně“ zatěžovat již během chůze po rovině, jaká je potom pravděpodobnost, že jeho zatížení DKK bude „ideální“ během náročnějších lokomočních situací, jakou je např. chůze po schodech?

Jestliže pacienti nejsou schopni dodržet doporučenou zátěž a operovanou DK přetěžují, nebylo by potom vhodné zvážit volbu velikosti doporučené zátěže? Další možnou cestou, jak se přiblížit zatěžování na „správnou“ hodnotu, by mohl být trénink zatěžování dolních končetin na dvou osobních váhách na doporučenou hodnotu dané osoby. Pacient by tím získal nejen představu o velikosti dané zátěže, ale i potřebnou zpětnou vazbu.

Během chůze ze schodů velikost vertikálně působící reakční síly nenabývala takových hodnot jako během chůze do schodů. Dle našeho očekávání mělo zatížení při sestupu ze schodů dosahovat vyšších hodnot, než jakých dosahovalo při výstupu, protože chůze ze schodů klade vyšší nároky na posturální funkci. Jedním z důvodů, proč dané výsledky nevycházejí dle našeho očekávání, by mohl být fakt, že probandi, zvyklí na třídobou chůzi po rovině, chodí stejným způsobem ze schodů – čili nejprve berle, poté

operovaná a nakonec neoperovaná dolní končetina. Probandi vědí, že se v takovéto situaci mohou spolehnout na svoje horní končetiny a jejich oporu o francouzské berle, a proto jim chůze ze schodů nečiní takové potíže na odlehčování operované dolní končetiny. Na druhé straně by se při chůzi do schodů měli spoléhat na neoperovanou dolní končetinu. Mají ale všichni probandi druhou DK zdravou a natolik silnou, aby je dokázala požadovaným způsobem vynést na vyšší schod? Zodpovězením této otázky bychom mohli nalézt odpověď, proč probandi nezatěžovali operovanou DK více při chůzi ze schodů než do schodů.

Velmi zajímavý případ se vyskytl u testované osoby č. 12. Ta splňovala naše očekávání a zatěžovala během chůze ze schodů více než během chůze do schodů. Za zmínku tato osoba stojí vzhledem ke skutečnosti, že během výstupu na schod jako jediná nedosáhla doporučeného zatížení a operovanou dolní končetinu odlehčovala o 4,29 kg, zatímco při sestupu ze schodu tuto končetinu zatížila o 5,02 kg více než jí bylo doporučeno. Díky těmto výsledkům činí její průměrné zatížení operované dolní končetiny při chůzi po schodech 100,73% doporučené zátěže = „ideální zátěž“. Na druhé straně rozdíl zatížení mezi chůzí ze schodů a do schodů dosahuje hodnoty 9,32 kg tělesné zátěže. Na základě tohoto výsledku vyvstává otázka: Je lepší zatěžovat DKK při chůzi po schodech více než doporučené zatížení, ale přibližně podobně během výstupu i sestupu ze schodů, nebo zatěžovat téměř ideálně ale s tím, že jeden směr chůze po schodech bude zbytečně více odlehčen a druhý směr o to více přetížen?

Zkreslení výsledků mohlo způsobit „uměle vytvořené prostředí“, skutečnost, že chůze po schodišti byla nahrazena pouhým výstupem a sestupem na jeden schod, ale i výchozí situace, ze které bylo zahájeno měření. Měření začínalo ze statické polohy, kdy proband stál a na pokyn provedl buď výstup nebo sestup ze schodu. V reálném životě se chůze po schodech neuskutečňuje ze statické situace, ale z předcházejícího pohybu, nejčastěji chůze, kdy první zdolání schodu není tak náročné, protože lidské tělo má již udělenou určitou hodnotu kinetické energie.

Pacienti po TEP kyčelního kloubu chodící po schodech mají možnost výběru – zda schody překonají třídobou chůzí s použitím dvou FB, či vymění jednu FB za zábradlí. V této práci testované osoby neměly na výběr – schod překonávaly třídobou chůzí za využití dvou FB. I tato skutečnost mohla ovlivnit výsledky. Pacienti, nedůvěřující opoře



o francouzskou berli či vlastní zdravé dolní končetině, by mohli získat potřebnou důvěru při chůzi do schodů využitím zábradlí, kdy se jeho zachycením „vytáhnou“ na schod vyšší. Během sestupu ze schodů by naopak zábradlí mohlo poskytovat „oporu a jistotu“ před eventuálním pádem, resp. „zabrzdnutím“ dopředného pohybu.

V této práci byly vyhodnoceny pouze maximální hodnoty vertikálně působící reakční síly na operovanou dolní končetinu. Jedná se tedy o maxima, kterých byli probandi schopni dosáhnout během chůze po schodech. Z těchto výsledků nelze určit, jaký vliv má vertikálně působící reakční síla při chůzi po schodech na totální endoprotézu kyčelního kloubu. Výsledné hodnoty vypovídají o přetížení operované DK při chůzi po schodech v průměru o 21,34 kg. Tato hodnota by svědčila o nebezpečí budoucího poškození implantátu a jeho následné reoperace, ale protože se jedná o maximální hodnoty zatížení, které netrvají po celou dobu chůze po schodech, nelze s jistotou určit důsledek vertikálně působící reakční síly na náhradu kyčelního kloubu. Větší výpovědní hodnotu o vlivu zatížení na totální endoprotézu by mělo změření průměrného zatížení dolních končetin během výstupu a sestupu ze schodů.

Všichni testovaní probandi byli odoperováni a zaučeni ve Fakultní nemocnici Hradec Králové. Zajímavé by bylo porovnat výsledky zatížení operované dolní končetiny při chůzi po schodech s pacienty zaučenými a odoperovanými v jiném zdravotnickém zařízení.

## ZÁVĚR

Probandi po TEP kyčelního kloubu nejsou schopni zatěžovat operovanou dolní končetinu při třídobé chůzi po schodech s využitím dvou francouzských berlí dle nařízení lékaře a zatěžují ji více. Velikost vertikálně působící reakční síly na operovanou dolní končetinu nabývala vyšší hodnoty při chůzi do schodů než během sestupu ze schodů. I přesto, že se ve zkoumaném vzorku osob vyskytly i osoby s doporučenou zátěží větší než 1/3 jejich tělesné hmotnosti, ani ony nebyly schopny dodržet doporučené zatížení a při chůzi po schodech zatěžovaly operovanou dolní končetinu více.

Průměrné přetížení operované DK činí 78,60%. Při převedení této hodnoty na tělesnou hmotnost se jedná o přetížení v průměrné velikosti 21,34 kg. Průměrné zatížení při chůzi do schodů činí 181,2%, při chůzi ze schodů 161,5%. Jedná se o přetížení v hodnotě 21,90 kg při chůzi do schodů a 20,46 kg při chůzi ze schodů. Rozdíl velikosti vertikálně působící reakční síly na operovanou dolní končetinu mezi chůzí do schodů a ze schodů dosáhl průměrné hodnoty 5,57 kg, procentuálně vyjádřená hodnota tohoto rozdílu zatížení je 20,41%.

Na základě zjištěných výsledků lze předpokládat, že pacienti po TEP kyčelního kloubu nebudou bez předchozího tréninku vhodného zatížení schopni zatěžovat operovanou dolní končetinu dle nařízení lékaře.

# ANOTACE

<b>Autor:</b>	Lucie Jirásková
<b>Instituce:</b>	Rehabilitační klinika Fakultní nemocnice Hradec Králové
<b>Název práce:</b>	Zatížení dolních končetin u pacientů po TEP kyčelního kloubu při chůzi po schodech.
<b>Vedoucí práce:</b>	Mgr. Ondřej Němeček
<b>Počet stran:</b>	70
<b>Počet příloh:</b>	2
<b>Rok obhajoby:</b>	2012
<b>Klíčová slova:</b>	Zatížení dolních končetin, totální endoprotéza kyčelního kloubu, chůze po schodech, reakční síla, tenzometrická plošina

Bakalářská práce zkoumá zatížení operované dolní končetiny u pacientů po TEP kyčelního kloubu při chůzi po schodech. Poukazuje na souvislosti vyplývající z kineziologie kloubů dolní končetiny, bipedální lokomoce, totální endoprotézy kyčelního kloubu, využívání oporných – lokomočních pomůcek a ze zatížení dolních končetin. Popisuje funkci a využití tenzometrické plošiny, jednu z možností kterou lze zatížení dolních končetin změřit. Součástí této práce je vyhodnocení výsledků hodnot vertikálně působící reakční síly na dolní končetiny, které prokazují skutečnou zátěž, jakou pacienti po TEP kyčelního kloubu zatěžují operovanou dolní končetinu během chůze po schodech.

Bachelor's work explores the loading of operated lower extremity with patients after total hip joint replacement during walking up the stairs. It adverts to connections following from kinesiology of joints of lower extremity, bipedal locomotion, total hip joint replacement and use of supporting – locomotive aids with loading of lower extremities. It

describes the function and use of force platform – one of the possibilities, with which we can measure the loading of lower extremities. A part of this work is evaluation of the results of values of reaction force, vertically influencing the lower extremities, which demonstrate a real loading. The patients after TEP of the hip joint burden the operated lower extremity with this loading, when they walk the stairs.

## LITERATURA A PRAMENY

1. BARTONÍČEK, Jan., et al. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. Praha: Avicenum, 1991. ISBN 80-201-0151-9.
2. BEZNOSKA, S.; ČECH, O.; LÖBL, K. *Umělé náhrady lidských kloubů*. Praha: SNTL, 1987. ISBN 04-205-87.
3. COSTIGAN, P., A., et al. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait & Posture*. 2002, volume 16, issue 1, s. 31-37.
4. CROSS, Rod. Standing, walking, running and jumping on a force plate. *American Journal of Physics*. 1999, roč. 67, č. 4, s. 304-309.
5. ČECH, Oldřich.; PAVLANSKÝ, Rudolf. *Aloplastika kyčelního kloubu*. Praha: Avicenum, 1978. ISBN 08-007-79.
6. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. Praha: GRADA, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
7. DOUBKOVÁ, A.; LINC, R. *Anatomie pro bakalářský studijní program FYZIOTERAPIE*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1302-6.
8. DUNGL, P., et al. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
9. DUNGL, Pavel. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989. ISBN 08-082-89.
10. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009a. ISBN 978-80-247-3240-4.
11. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009b. ISBN 978-80-247-1648-0.
12. GALLO, Jiří., a kol. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.
13. HELLER, M., O., et al. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. *Journal of Biomechanics*. 2005, volume 38, issue 5, s. 1155-1163.
14. HELLER, M., O., et al. Musculo-skeletal conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of Biomechanics*. 2001, volume 34, issue 7, s. 883-893.

15. JANURA, Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc, 2003. ISBN 80-244-0644-6.
16. *Joint replacement : State of the art*. Edited by COOMBS, R.; GRISTINA, A.; HUNGERFORD, D. New York: Mosby- Year Book Inc. 1990. ISBN 0-8016-1171-7.
17. KAPANDJI, A., I. *The physiology of the joints. Volume 2 , Lower limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 0-443-03618-7.
18. KARAS, V.; OTÁHAL, S.; SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1990. ISBN 80-04-20554-2.
19. KOLÁŘ, Pavel., et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
20. Kolektiv autorů. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-258-1.
21. KOUDELA, Karel a kol. *Ortopedie*. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0654-2.
22. KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-618-2.
23. KŘÍŽ, Vladimír. *Rehabilitace a její uplatnění po úrazech a operacích*. Praha: Avicenum, 1986. ISBN 08-076-86.
24. KŘÍŽ, V. Rehabilitace a totální endoprotéza kyčelního kloubu. *Rehabilitácia*. 2009, roč. 46, č. 2, s. 90 – 93.
25. MACEK, J. Početnosť predoperačnej rehabilitácie a rehabilitačné prístupy pri totálnych endoprotézach veľkých kĺbov dolných končatín. *Rehabilitácia*. 2007, roč. 44, č. 2, s. 86 – 96.
26. MAJEROVÁ, A. Predoperačná a včasná pooperačná rehabilitačná starostlivosť o pacientov po totálnej endoprotéze bedrového kĺbu. *Rehabilitácia*. 2000, roč. 33, č. 1, s. 11 - 23.
27. PARÁKOVÁ, B., PETROVÁ, D. *Porovnání vybraných parametrů při přechodu přes schod u transtibiálně amputovaných a zdravých jedinců*. Olomouc, 2007. 21s. Pilotní studie. Univerzita Palackého v Olomouci. Lékařská fakulta. Katedra kineziologie a kinezioterapie. Dostupné též na WWW: [http://krtvl.upol.cz/prilohy/112\\_1187366518.pdf](http://krtvl.upol.cz/prilohy/112_1187366518.pdf)
28. REKTOR, I.; REKTOROVÁ, I., et al. *Centrální poruchy hybnosti v praxi: movement disorders*. Praha: Triton, 2003. ISBN 80-7254-418-7.

29. RIENER, R., et al. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*. 2002, volume 15, issue 1, s. 32-44.
30. SIMOVÁ, S. Rehabilitácia u pacientov po implantácii totálných endoprotéz bedrových a kolenných kĺbov. *Rehabilitácia*. 2007, roč. 44, č. 2, s. 74 – 85.
31. SOSNA, Antonín a kol. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8.
32. TROJAN, S.; DRUGA, R.; PFEIFFER, J. *Centrální mechanizmy řízení motoriky: teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum, 1991. ISBN 80-201-0054-7.
33. TROJAN, Stanislav., et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
34. UCHYTIL, J.; JANDAČKA, D.; FOLDYNA, K. Reakční síla působící při chůzi na končetinu po totální náhradě kyčelního kloubu: Dodržují pacienti doporučení o zatěžování? *Rehabilitácia*. 2010, roč. 47, č. 4, s. 200 – 206.
35. UCHYTIL, J.; JANDAČKA, D. Zatížení dolních končetin při stoji u pacientů před výměnou kyčelního kloubu. *Rehabilitácia*. 2009, roč. 46, č. 2, s. 94 – 97.
36. VAŘEKA, I.; VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
37. VAVERKA, František. *Základy biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 1998. ISBN 80-7067-727-9.
38. VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
39. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
40. YOSHIDA, H., et al. Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*. 2006, volume 39, issue 11, s. 1996-2004.

#### ELEKTRONICKÉ ZDROJE

1. [http://bechtere vik.sweb.cz/jak\\_ji\\_lecit.htm](http://bechtere vik.sweb.cz/jak_ji_lecit.htm) [2011-07-12]
2. <http://www.mie-uk.com/bertec/index.htm> [2011-12-28]

3. <http://www.mie-uk.com/Pro-Vec/index.htm> [2011-12-28]
4. <http://www.pomucky-poradna.cz/chuze/> [2011-09-20]
5. <http://www.estav.cz/katalog/listy/K05096.pdf> [2011-10-29]
6. České technické normy dostupné online: [http://www.technicke-normy-csn.cz/inc/nahled\\_normy.php?norma=734130-csn-73-4130&kat=85172](http://www.technicke-normy-csn.cz/inc/nahled_normy.php?norma=734130-csn-73-4130&kat=85172) [2011-11-02]
7. M. Janura. *Metody biomechanického výzkumu*. Dostupné online: [http://oldwww.upol.cz/fileadmin/user\\_upload/FTK-dokumenty/Katedra\\_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf](http://oldwww.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf) [2011-12-09]



## SEZNAM ZKRATEK

- BMI – body mass index
- CMP – cévní mozková příhoda
- DK – dolní končetina
- DKK – dolní končetiny
- EMG – elektromyografie
- FB – francouzské berle
- FNHK – Fakultní nemocnice Hradec Králové
- HKK – horní končetiny
- LDK – levá dolní končetina
- lig. – ligamentum
- m. – musculus
- mm. – muscoli
- PHK – pravá horní končetina
- TEP – totální endoprotéza

# SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1 – Zesilující vazy kyčelního kloubu (Čihák, 2001).....	9
Obr. 2 - Správná funkce a oslabení abduktorů při chůzi (Kapandji, 1987).....	10
Obr. 3 - Vertikálně působící reakční síla během chůze po schodech a po rovině v průběhu jednoho krokového cyklu (Upraveno dle Riener, 2002).....	21
Obr. 4 – Uspořádání kineziologické laboratoře RHB kliniky FN HK.....	37
Obr. 5 – Průběh měření chůze do schodů osoby s TEP pravého kyčelního kloubu.....	38
Obr. 6 – Průběh měření chůze ze schodů osoby s TEP pravého kyčelního kloubu.....	39
Obr. 7 – Vyjádření hodnoty BMI u jednotlivých testovaných osob.....	40
Obr. 8 - Procentuální zastoupení pohlaví zkoumaného souboru.....	41
Obr. 9 – Procentuální zastoupení strany operovaného kyčelního kloubu.....	41
Obr. 10 – Procentuální zastoupení důvodu, na základě kterého byla provedena TEP kyčelního kloubu.....	41
Graf 1 – Porovnání hodnot zatížení u jednotlivých osob při chůzi do schodů s hodnotou zatížení doporučenou lékařem.....	43
Graf 2 – Porovnání hodnot zatížení u jednotlivých osob při chůzi ze schodů s hodnotou zatížení doporučenou lékařem.....	43
Graf 3 – Grafické znázornění průměrného zatížení jednotlivých osob při chůzi po schodech (vyjádřeno v %)......	44
Graf 4 – Grafické znázornění zatížení operované dolní končetiny u jednotlivých osob při výstupu a sestupu ze schodů (vyjádřeno v %)......	45
Graf 5 - Vyjádření přetížení operované dolní končetiny (v závislosti na doporučeném zatížení) v tělesné hmotnosti u jednotlivých osob.....	47
Graf 6 - Počet osob zatěžující operovanou dolní končetinu na hodnotu zátěže (vyjádřenou v %) při chůzi do schodů.....	48

Graf 7 - Počet osob zatěžující operovanou dolní končetinu na hodnotu zátěže (vyjádřenou v %) při chůzi ze schodů.....	48
Graf 8 – Počet testovaných osob zatěžující operovanou DK na hodnotu zátěže (vyjádřenou v %) při chůzi po schodech.....	49
Graf 9 – Grafické vyjádření rozdílu zatížení u jednotlivých osob mezi chůzí do schodů a ze schodů.....	50
Graf 10 – Grafické vyjádření velikosti přetížení vztažené na tělesnou hmotnost u osob s TEP levého kyčelního kloubu.....	53
Graf 11 – Grafické vyjádření velikosti přetížení vztažené na tělesnou hmotnost u osob s TEP pravého kyčelního kloubu.....	54

## SEZNAM TABULEK

Tab. 1 – Rozsahy pohybu kyčelního kloubu a svaly uskutečňující daný pohyb (Dylevský, 2009b).....	9
Tab. 2 – Rozsah pohybu kolenního kloubu a svaly uskutečňující daný pohyb (Čihák, 2001).....	12
Tab. 3 – Rozsahy pohybu kloubů nohy a svaly uskutečňující daný pohyb (Véle, 1995)...	14
Tab. 4 - Technické parametry použité tenzometrické plošiny firmy Bertec.....	36

# PŘÍLOHY

Příloha 1 – Tabulka s kompletními údaji testovaných osob.

1. část tabulky – Hodnoty vertikálně působící reakční síly na operovanou DK.

TESTOVANÁ OSOBA	CHŮZE DO SCHODŮ [N]	CHŮZE ZE SCHODŮ [N]	IDEÁLNÍ ZÁTĚŽ [N]	PŘETÍŽENÍ DO SCHODŮ [N]	PŘETÍŽENÍ ZE SCHODŮ [N]	Ø PŘETÍŽENÍ PO SCHODECH [N]	ROZDÍL ZATÍŽENÍ BĚHEM CHŮZE PO SCHODECH [N]
1	627,00	624,00	422,93	204,07	201,07	202,57	3,00
2	457,76	426,02	292,92	164,84	133,10	148,97	31,74
3	413,12	518,72	263,35	149,77	255,37	202,57	105,60
4	553,30	532,60	249,50	303,80	283,10	293,45	20,70
5	480,00	278,70	264,83	215,17	13,87	114,52	201,30
6	333,60	268,20	189,58	144,02	78,62	111,32	65,40
7	703,60	664,40	332,71	370,89	331,69	351,29	39,20
8	316,40	300,60	191,58	124,82	109,02	116,92	15,80
9	651,50	487,60	301,86	349,64	185,74	267,69	163,90
10	624,30	569,50	262,96	361,34	306,54	333,94	54,80
11	485,50	443,10	207,69	277,81	235,41	256,61	42,40
12	446,50	538,10	488,73	-42,23	49,37	3,57	91,60
13	826,00	712,40	376,18	449,82	336,22	393,02	113,60

2. část tabulky – Hodnoty vertikálně působící reakční síly vyjádřené v tělesné hmotnosti.

TESTOVANÁ OSOBA	CHŮZE DO SCHODŮ [KG]	CHŮZE ZE SCHODŮ [KG]	IDEÁLNÍ ZÁTĚŽ [KG]	PŘETÍŽENÍ DO SCHODŮ [KG]	PŘETÍŽENÍ ZE SCHODŮ [KG]	Ø PŘETÍŽENÍ PO SCHODECH [KG]	ROZDÍL ZATÍŽENÍ BĚHEM CHŮZE PO SCHODECH [KG]
1	63,83	63,52	43,06	20,77	20,47	20,62	0,31
2	46,60	43,37	29,82	16,78	13,55	15,17	3,23
3	42,06	52,81	26,81	15,25	26,00	20,62	10,75
4	56,33	54,22	25,40	30,93	28,82	29,87	2,11
5	48,86	28,37	26,96	21,90	1,41	11,66	20,49
6	33,96	27,30	19,30	14,66	8,00	11,33	6,66
7	71,63	67,64	33,87	37,76	33,77	35,76	3,99
8	32,21	30,60	19,50	12,71	11,10	11,90	1,61
9	66,32	49,64	30,73	35,59	18,91	27,25	16,69
10	63,55	57,98	26,77	36,79	31,21	34,00	5,58
11	49,42	45,11	21,14	28,28	23,97	26,12	4,32
12	45,45	54,78	49,75	-4,30	5,03	0,36	9,33
13	84,09	72,52	38,29	45,79	34,23	40,01	11,56

3. část tabulky – Hodnoty vertikálně působící reakční síly procentuálně vyjádřené a individuální charakteristika testovaných osob.

TESTOVANÁ OSOBA	% ZATÍŽENÍ DO SCHODŮ	% ZATÍŽENÍ ZE SCHODŮ	% PRŮMĚR ZATÍŽENÍ PO SCHODECH	ROZDÍL ZATÍŽENÍ BĚHEM CHŮZE PO SCHODECH [%]	POVOLENÁ ZÁTĚŽ	INDIKACE TEP
1	148,25	147,54	147,90	0,71	1/2	artróza
2	156,27	145,44	150,86	10,84	1/3	artróza
3	156,87	196,97	176,92	40,10	1/3	artróza
4	221,76	213,47	217,62	8,30	1/3	fraktura
5	181,25	105,24	143,24	76,01	1/3	artróza
6	175,97	141,47	158,72	34,50	1/3	artróza
7	211,48	199,69	205,58	11,78	1/3	artróza
8	165,15	156,91	161,03	8,25	1/3	fraktura
9	215,83	161,53	188,68	54,30	1/3	fraktura
10	237,41	216,57	226,99	20,84	1/3	fraktura
11	233,76	213,35	223,55	20,42	1/3	artróza
12	91,36	110,10	100,73	18,74	2/3	artróza
13	219,58	189,38	204,48	30,20	1/3	artróza

4. část tabulky – Individuální charakteristika jednotlivých testovaných osob.

TESTOVANÁ OSOBA	STRANA POSTIŽENÍ	HMOTNOST [KG]	DOBA PO OPERACI (dny)	VĚK	VÝŠKA [m]	BMI	POHLAVÍ
1	levá	86,11	37	35	1,86	24,89	muž
2	pravá	89,46	7	73	1,68	31,70	muž
3	pravá	80,43	6	53	1,80	24,82	muž
4	levá	76,20	16	67	1,70	26,37	muž
5	pravá	80,87	14	64	1,69	28,31	muž
6	pravá	58,00	11	79	1,58	23,23	žena
7	levá	101,61	16	63	1,87	29,06	muž
8	pravá	58,51	10	65	1,61	22,57	žena
9	levá	92,20	22	82	1,86	26,65	muž
10	levá	80,32	12	82	1,63	30,23	žena
11	pravá	63,43	12	70	1,62	24,17	žena
12	levá	74,63	48	63	1,67	26,76	žena
13	levá	114,89	15	58	1,78	36,26	muž