

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav Fyzioterapie

Bc. Eva Kacvinská

**Funkčná rehabilitácia pacientov po fraktúre femuru pomocou  
C- mill**

Diplomová práca

Vedúci práce: MUDr. Peter Kolář, Ph.D.

Olomouc 2015

## **ANOTÁCIA**

### **Názov práce:**

Funkčná rehabilitácia pacientov po zlomenine femuru pomocou C- mill.

### **Názov práce v AJ:**

Functional rehabilitation of patients after fracture of the femur using C-Mill.

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci, Olomouc

Fakulta zdravotníckych vied

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Kacvinská Eva

**Vedúci práce:** MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

**Oponent práce:** Mgr. et Mgr. Lucie Szmeková

**Dátum zadania:** 31.1. 2014

**Dátum odovzdania:** 18. 5.2015

**Počet strán:** 88

**Počet príloh:** 7

### **Abstrakt v SJ:**

V práci sme skúmali tématiku rehabilitácie funkčnej kapacity dolnej končatiny pri chôdzi pomocou C-mill chôdzového trenažéra. Cieľom práce je zistiť využiteľnosť prístrojovej techniky C-mill vrámci rehabilitácie pacientov po fraktúre femuru a jej vplyv na základné časopriestorové charakteristiky chôdze u pacientov po fraktúre femuru. Odborné články a literatúra boli hľadané na databázach ProQuest, Medline, PubMed a pomocou univerzitnej knižnice Univerzity Palackého v Olomouci na Lekárskej fakulte a Fakulte zdravotníckych vied. Časové rozhranie vyhľadávania na databázach bolo od 22. 2. 2014 do 5. 5. 2015. Spolu

boli pomocou kľúčových slov a ich rôznych variácií nájdené odborné články a kapitoly z kníh, ktoré sa týkali frakúry femuru a jej rehabilitácie. Všetka nájdená literatúra je uvedená na konci práce v referenčnom zozname.

**Kľúčové slová:**

Zlomenina femuru, C-mill, rehabilitácia, chôdzový trenažér, fyzioterapia

**Abstrakt v AJ:**

At work we explored the theme of rehabilitation of the functional capacity of the lower limb when walking by C-mill treadmill. The aim of this work is to determine the usability of instrumentation within the C-mill rehabilitation of patients after hip fracture and its impact on basic spacial - temporal characteristics of walking in patients after hip fracture. Articles and literature were searched for ProQuest databases, Medline, PubMed, and by the University Library in Palacky University in Olomouc, Faculty of medicine and the Faculty of Health Sciences. The time search interface to databases was from 22. 2. 2014 to 5. 5.2015. Together by using keywords and their variations were found various articles and chapters from books, covering femur fracture and its rehabilitation and all this found literature is published at the end of this work in reference list.

**Kľúčové slová v AJ:**

Hip fracture, C-mill, treadmill, femure fracture, rehabilitation, physiotherapy

Prehlásenie

Prehlasujem, že som diplomovú prácu spracovala samostatne a všetky citované literárne a odborné zdroje sú uvedené v referenčnom zozname.

V Olomouci dňa 18. 5. 2015

Podpis .....

Pod'akovanie

Ďakujem MUDr. Petrovi Kolářovi, Ph.D. za ochotu pri vedení práce a za jeho cenné rady a pripomienky.

# Obsah

<b>OBSAH .....</b>	<b>6</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>9</b>
<b>1. STAV POZNATKOV.....</b>	<b>10</b>
1.1 FRAKTÚRY FEMURU .....	10
1.2 KINEZIOLÓGIA A BIOMECHANIKA.....	10
1.2.1 Zmeny vo svalovom tkanive po fraktúre proximálneho femuru .....	11
1.3 OPERAČNÉ MOŽNOSTI U PACIENTOV PO FRAKTÚRE PROXIMÁNEHO FEMURU.....	12
1.4 DIAGNOSTIKA A LIEČBA.....	13
<b>2. CHÔDZA .....</b>	<b>15</b>
2.1 KINEZIOLÓGIA CHÔDZE.....	15
2.1.1 Krokový cyklus.....	16
2.1.2 Jednotlivé fázy KC.....	17
2.1.3 Neurofyziológia chôdze.....	21
2.3 ŠPECIFIKÁ CHÔDZE U STARŠÍCH ĽUDÍ.....	23
2.3.1 Svalová aktivita pri zahájení chôdze u starších jedincov a svalová aktivita samotnej chôdze u starších jedincov.....	24
2.4 CHÔDZA U PACIENTOV PO FRAKTÚRE FEMURU.....	25
2.5 ANALÝZA CHÔDZE .....	26
2.5.1 Časopriestorové charakteristiky chôdze .....	26
<b>3. TERAPIA PACIENTOV PO FRAKTÚRE PROXIMÁNEHO FEMURU .....</b>	<b>28</b>

<b>4. TERAPIA S POUŽITÍM TREADMILL- CHÔDZOVÉHO TRENAŽÉRA .....</b>	<b>30</b>
4.1 CHÔDZA NA CHÔDZOVOM TRENAŽÉRI.....	30
4.2 CHÔDZA NA TREADMILL VERSUS BEŽNÁ CHÔDZA .....	30
4.3 DEFINÍCIA C-MILL.....	30
4.3.1 Treadmill reakčná podložka .....	31
4.3.2 Centre of pressure- COP .....	31
4.3.3 „Butterfly diagram“ .....	31
4.3.5 Možnosti terapie na C-mill .....	32
<b>5. CIELE A HYPOTÉZY .....</b>	<b>34</b>
5.1 CIELE PRÁCE .....	34
5.2 HYPOTÉZY .....	34
<b>6. METODIKA .....</b>	<b>36</b>
6.1 CHARAKTERISTIKA SÚBORU.....	36
6. 2 PRIEBEH A HODNOTENIE.....	38
6.2.1 Štatistické hodnotenie .....	38
6.2.2 Metódy získavania meraných dát.....	39
6.2.3 Výsledky $H_01$ .....	40
6.2.4 Výsledky $H_02$ .....	41
6.2.5 Výsledky $H_03$ .....	44
6.2.6 Výsledky $H_04$ .....	45
6.2.7 Výsledky $H_05$ .....	46
6.2.8 Výsledky $H_06$ .....	48

<b>8. DISKUSIA.....</b>	<b>50</b>
<b>ZÁVER.....</b>	<b>58</b>
<b>9. REFERENČNÝ ZOZNAM.....</b>	<b>59</b>
<b>ZOZNAM SKRATIEK.....</b>	<b>73</b>
<b>ZOZNAM OBRÁZKOV.....</b>	<b>75</b>
<b>ZOZNAM TABULIEK.....</b>	<b>76</b>
<b>ZOZNAM PRÍLOH.....</b>	<b>77</b>



## Úvod

Zlomeniny femuru sú podľa štatistík najčastejšou diagnózou v traumatologickej praxi (Džupa, Bartoníček, Skála- Rosenbaum, 1997, s. 66). Až jedna zo šiestich žien bielej rasy sa počas života stretne s fraktúrou femuru (Cummings et al., 1995, s. 767). Presná štatistika neexistuje, avšak odhaduje sa, že v Českej republike dochádza k 8 - 10 tisícom prípadov fraktúr femuru ročne. Priemerný vek sa pohybuje okolo 78 rokov. To znamená, že tento druh traumy spôsobuje terapeutický, sociálny ale aj ekonomický problém (Džupa, Bartoníček, 1999, ss. 277-279). Zlomeniny femuru sú takmer epidémiou aj vo vyspelých krajinách. Táto diagnóza má mnoho rizikových faktorov. Medzi najdôležitejšie patrí osteoporóza a zvýšená frekvencia pádov (Sato et al., 2012, ss. 325-330). Bentler at al. (2009, s. 1990) uvádza, že tento typ fraktúry je veľkým zdravotným problémom, ktorý sa výrazne podieľa na mortalite, morbidite, signifikantnej disabilite, zníženej kvalite života a je finančne náročný. Existuje množstvo rehabilitačných postupov a metód pozitívne ovplyvňujúcich stav pacienta po fraktúre femuru. Jednou z možností rehabilitácie po zlomenine femuru je aj využitie chôdzového trenažéra C-mill so zabudovanou silovou plošinou. Vo viacerých štúdiách sa autori zaoberajú vplyvom rehabilitačných chodiacich pásov- „treadmill“ prístrojov, medzi ktoré patrí aj C-mill, na pacientov s rôznym typom ochorenia, či už sú to pacienti neurologickí, ortopedickí ale aj metabolickí. Pacienti nie sú vekovo obmedzení a teda patria tu aj pacienti detskí alebo geriatrickí. Aj v tejto práci sa budeme zaoberať možnosťou zlepšenia chôdze, funkčnej kapacity u pacientov po zlomenine femuru pomocou C-mill prístrojovej techniky. Tieto fraktúry sú častou súčasťou života starších pacientov a napriek štandardnej rehabilitačnej starostlivosti sa veľa pacientov nedostane funkčne na úroveň pred fraktúrou a ostáva u nich určitá disabilita (Binder et al, 2004, s. 837). V tejto práci sa budeme snažiť skúmať aký vplyv má doplnenie konvenčnej rehabilitácie o rehabilitáciu pomocou C-mill prístrojovej techniky na jednotlivé časopriestorové charakteristiky krokového cyklu, na bolestivosť a v neposlednom rade na celkovú funkčnú kapacitu pacienta, hlavne pacienta staršieho s pádom v anamnéze a po fraktúre proximálneho femuru.

# 1. Stav poznatkov

## 1.1 Fraktúry femuru

Zlomeniny femuru patria k najčastejším diagnózam v ortopedickej a traumatologickej dennej praxi. Najviac sa to týka žien v 7.- 8. decéniu. Tieto zlomeniny doprevádza množstvo komplikácií, ktoré sú pre pacienta veľmi obtiažne a taktiež sú spojené s vysokou mortalitou, ktorá široko súvisí nielen s medicínskou starostlivosťou, ale aj s kvalitou následnej rekonvalescencie, rehabilitácie a sociálnym zázemím. Fraktúry femuru sú typické pre dve špecifické skupiny populácie. Prvou je skupina mladých mužov po dopravnej nehode, športovom úraze či pádom z výšky ( tzv. high- energy trauma ) druhou a väčšou skupinou sú staršie ženy ( priemerný vek približne 78 rokov ) s anamnézou pádu, a to doma či vonku, bez väčšieho násilia. Vzhľadom k rozdielnosti týchto dvoch skupín a vzhľadom k celkovému zdravotnému stavu a kvalite kostného tkaniva, sa výrazne líši aj prístup k terapii (Žvák et al., 2006, s. 142).

## 1.2 Kineziológia a biomechanika

Aj keď boli v posledných desaťročiach realizované mnohé výskumy o izolovanej funkcii svalov bedrového kĺbu, ako aj o funkciách svalových skupín, stále nie sú tieto poznatky stopercentné a ujasnené. Svalové kontrakcie sú v dnešnej dobe najlepšie pochopené v základnej anatomickej polohe. Nutné je pochopiť, ako sa svaly jednotlivito aktivujú mimo anatomickú polohu (Neumann, 2010, ss. 82- 94). Pre ucelenie svalového zapojenia do jednotlivých pohybov uvádzame v prílohách stručnú tabuľku prevzatú z použitej štúdie (vid' Príloha 1). Pre biomechaniku bedrového kĺbu je charakteristický guľovitý tvar kĺbových plôch a jedinečné usporiadanie proximálneho konca femuru s variabilným kolodiafyzárnym a anterverzným uhlom. Normálne fungujúci bedrový kĺb potrebuje kongruenciu kĺbových plôch, normálny rozsah pohyblivosti a izodynamiu, ktorá spočíva v rovnomernom usporiadaní normálne silných svalov a rovnomernom prenose ich sily na zaťažené plochy, čo vyžaduje

normálny smer aj dĺžku ramena sily a bremena dvojzvratného systému pák bedrového kĺbu (Dungl, 2005, s. 897). Napriek tomu, že bedrový kĺb dokáže za normálnych okolností vydržať aj extrémnu záťaž, teda 12 až 15 násobok telesnej váhy jedinca predtým než dôjde k fraktúre (Rose, Gamble, 2006, s. 244), tak starnutie spôsobuje v proximálnom femure štrukturálne zmeny, ktoré môžu viesť k zvýšeniu rizika vzniku zlomeniny pri páde. K týmto štrukturálnym zmenám a strate kostného tkaniva dochádza najmä v anteriórnej časti krčka femuru. Táto časť je počas chôdze pod minimálnym mechanickým napätím, ale v prípade pádu dochádza k vysokému mechanickému kompresnému stresu v tejto kritickej oblasti (Turner, 2005, s. 98).

### **1.2.1 Zmeny vo svalovom tkanive po fraktúre proximálneho femuru**

Traumatické poškodenia (do ktorých jednoznačne fraktúry femuru patria) sú spájané s poškodením svalových vlákien. Pre fyziologickú chôdzu je potrebná normálna fyziologická funkcia svalov a preto je potrebné zaoberať sa aj poškodením svalu (Kubota et al. 2012, s. 2015). Zmeny vo svaloch podporujúcich bedrový kĺb zahŕňajú atrofiu svalových vlákien II. typu, celkové poškodenie vlákien a zvýšenie počtu jadier. Znalosť sily vlákien II. typu je dôležitá, pretože oslabenie týchto svalov môže viesť ku pádom a fraktúram. Histologické vyšetrenie ukázalo, že dochádza ku degenerácii a regenerácii svalových vlákien, možno tu nájsť nekrotické vlákna, zvýšený počet spojivového tkaniva a taktiež miernu alebo stredne silnú atrofiu vlákien II. typu. Napriek tomu, mierna atrofia vlákien II. typu je v procese starnutia bežná a teda, môže byť ich atrofia zapríčinená tiež starnutím alebo hypomobilitou (Sato, 2002, ss. 325- 330). Vlákna II typu sa delia na vlákna IIa (fázické vlákna zodpovedné za rýchly a silový pohyb) a vlákna IIb (tiež vlákna fázické zodpovedné za maximálny silový pohyb) (Dylevský, 2007, s. 165). Toto je teda dôvodom zníženej schopnosti pacienta vykonať fázický pohyb a ovplyvňuje to funkčnosť dolných končatín (ďalej DKK) a aj samotnú chôdzu. Týždeň po operácii fraktúry klesá celkovo sila izometrickej aktivity extenzorov kolena o 50,7%, abduktorov o 55,6% a adduktorov o 38,8% oproti zdravej dolnej končatine (Ivanova et al. 2011, s. 80).

### 1.3 Operačné možnosti u pacientov po fraktúre proximálneho femuru

Hozza et al. (2008, ss. 393-397) uvádza, že pre liečbu a indikáciu typu osteosyntézy či alloplastiky je dôležité delenie podľa anatomickej lokalizácie, smeru lomnej línie, dislokácie a kominúcie. Podľa anatomickej lokalizácie delíme fraktúry:

- *Zlomeniny hlavice femuru*, ktoré vznikajú vysokoenergetickým poranením pri autonehodách, sú sprevádzané luxáciou bedrového kĺbu a vyskytujú sa v 6-7 % pri traumatických luxáciách bedra. Častejšie vznikajú ak je sila prenášaná v dlhej osi femuru pri flektovanom bedrovom kĺbe. Rontgenologická diagnostika nie je vždy jednoduchá a jednoznačná a nález väčšinou preukáže až vyšetrenie počítačovou tomografiou.
- *Zlomeniny krčka femuru* tvoria približne polovicu všetkých zlomenín proximálneho femuru. Podľa lokalizácie lomnej línie delíme fraktúry na intrakapsulárne (subkapitálne, mediocervikálne), ktoré predstavujú veľké riziko poškodenia cievneho zásobenia a tým rozvoj avaskulárnej nekrózy hlavice a fraktúry extrakapsulárne (bazicervikálne).
- *Zlomeniny pertrochanterické*, kde lomná línia zasahuje trochanterický masív, majú dobrú tendenciu k hojeniu, ktorá však závisí na kvalite kosti, stabilite úlomkov, dislokácii a kominúcii. Väčšinou bývajú trieštivé.
- *Zlomeniny intertrochanterické*, kde sa lomná línia nachádza medzi veľkým a malým trochanterom. Lomná línia tu vždy preruší Adamsov oblúk (zosilená mediálna kortikalis), čo je veľký problém, pretože ten je významnou nosnou časťou femuru (Višňa, Hoch, 2004, 84s.).
- *Zlomeniny subtrochanterické*, ktorých lokalizácia je distálne od trochanteru, nebývajú radené do skupiny zlomenín proximálneho femuru, ale k fraktúram diafýzy, aj keď lomná línia môže často zasahovať i proximálne k trochanterickému masívu (Hozza et al. 2008, ss. 393-397).

Zlomeniny trochanterické (viď Príloha 2) predstavujú až 54% všetkých fraktúr proximálneho femuru. Podľa anatomickeho delenia je najpoužívanejšou klasifikáciou AO klasifikácia (viď Príloha 3), podľa ktorej pertrochanterické a intertrochanterické fraktúry patria do skupiny A, ktorá sa následne delí ešte na tri podskupiny:

- *Skupina A1*- jednoduché, dvojúlomkové fraktúry, pri ktorých nie je porušený Adamsov oblúk, lomná línia tu nepostihuje laterálnu kortikalis v oblasti veľkého trochanteru, sú to nestabilné fraktúry.
- *Skupina A2*- patria sem kominutívne fraktúry s vylomením posteromediálneho fragmentu, ich nestabilita závisí na veľkosti mediálneho fragmentu, laterálna kortikalis nie je porušená.
- *Skupina A3*- intertrochanterické fraktúry, pri ktorých lomná línia prechádza cez mediálnu aj laterálnu kortikalis a sú primárne nestabilné (Žvák et al. 2006, s. 77).

V praxi sa však používa častejšie delenie na stabilný (kde je obsiahnutá fisura) a nestabilný (trieštivý charakter) typ (Višňa, Hoch, 2004, s. 84).

## 1.4 Diagnostika a liečba

Vzhľadom na výskyt len pertrochanterických fraktúr u probandov sa budeme zaoberať len liečbou a diagnostikou tohto typu fraktúr. Klinický obraz je vyjadrený výraznou extrarotáciou a skrútením končatiny. Pacient leží, nie je schopný sa postaviť, pociťuje bolesť, môže byť prítomný opuch a je možné pozorovať aj hematóm. Základným vyšetrením je prostý snímok v predozadnej axiálnej projekcii, kde môžeme rozoznať fraktúru a prípadnú dislokáciu úlomkov. Dôležité je zobrazit' celú panvu, pretože môžeme odhaliť aj fraktúru ramienok os pubis a je nutné porovnanie s druhostranným bedrovým kĺbom. Počítačova tomografia a ostatné zobrazovacie metódy sa používajú v diagnostike málo (Hoza et al., 2005, ss. 393-397). Ide o extrakapsulárny typ fraktúry v spongióznej kosti s dobrým cievny m zásobením, preto hojenie prebieha počas 3 až 4 mesiacov. Je dôležité zistiť, či je prítomná trieštivá fraktúra a rozsah dislokácie. Ošetrovanie môže byť buď konzervatívne (málo používané, liečba skeletálnou trakciou Kirschnerovými drôťmi za proximálnu tibiú), alebo chirurgické (Way, 1998, ss. 1273- 1274). Pred samotnou operáciou je nevyhnutná korektívna repozícia, musí sa obnoviť dĺžka a os končatiny a jej prípadné extrarotačné postavenie. Následnú včasnú mobilizáciu umožní len stabilná osteosyntéza. Najčastejšie sa využíva:

- dynamická kompresná šrúba- DHS,
- gamma klincec

- proximálny femorálny klinec- PFN (Pokorný, 2002, strana neudaná).
- TEP (osobná konzultácia, MUDr. Petr Kolář, 10.4.2015, FNOL).

Menej spoľahlivými sú uhlové dlahy (130°, 95°) a T- dlahy, ktoré hlavne zlyhávajú pri fraktúrach, kde chýba mediálna opora. Ďalšou alternatívou je osteosyntéza podľa Simon-Weidner- Endera, ktorá je vhodná pre starších pacientov. Z hľadiska peroperačnej straty krvi je ale nestabilná, nie vždy dokáže zaistiť korekciu rotačnej úchylky a môže dôjsť k prenikaniu prútov do okolitého tkaniva (Pokorný, 2002, strana neudaná).

## 2. Chôdza

Chôdza je základný a najvýznamnejší spôsob lokomócie človeka. Charakterizuje ju ortográdne držanie tela, súhyby trupu, hlavy a horných končatín. Je v podstate stereotypným, ale na druhej strane veľmi plastickým a prispôsobivým dejom, fylogeneticky veľmi hlboko fixovaným (Lánik, 1990, s. 117). Vzpriamená bipedálna chôdza sa deje optimálnou rýchlosťou, s minimálnym energetickým výdajom individuálne u každého jedinca. Sú v nej prítomné malé variácie, ktoré sú závislé na veku a pohlaví (Dungl, 2005, s. 46).

### 2.1 Kineziológia chôdze

Nato, aby sme pochopili patologickú chôdzu, musíme najskôr poznať chôdzu fyziologickú, ktorá je štandardom pre posúdenie patológií (Whittle, 1996, s. 53). Chôdza musí byť dostatočne variabilná, aby sa prispôsobila neustále sa meniacim požiadavkám vonkajšieho prostredia. Väčšina pádov vznikne v dôsledku nepresného umiestnenia nôh vzhľadom na vzniknuté nebezpečenstvá v prostredí, ako sú napríklad prekážky (vann Ooijen, 2013, ss. 34- 45). Jeden krokový cyklus je odbornou terminológiou definovaný ako časový interval medzi opakujúcimi sa akciami chôdze (Whittle, 1996, s. 58). Krokový cyklus sa v základnom delení skladá zo stojnej (stance phase) a švihovej fázy (swing phase). Stojná fáza zaberá 60% krokového cyklu a švihová fáza zvyšných 40%. Stojná fáza začína úderom päty a končí odlepením palca. Švihová fáza začína momentom, kedy dochádza k odlepeniu palca a končí úderom päty (Kolář, 2009. s. 49). Krokový cyklus má určité fázy. Najpoužívanejšie názvoslovie sú:

1. podľa Vaughana (1992, s. 22):

- a) úder päty- heel strike
- b) kontakt nohy- foot flat
- c) stred stojnej fázy- midstance
- d) odvinutie päty- heel off

2. podľa Perry (1992, s. 10):

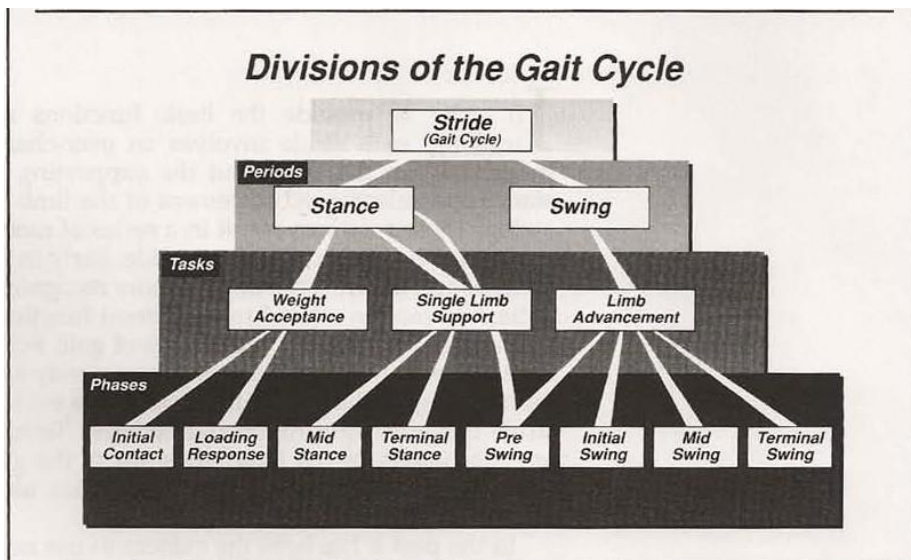
- a) počiatočný kontakt- initial contact
- b) reakcia na zaťaženie- loading response
- c) stred stojnej fázy- midstance
- d) konečný spoj- terminal stance

- e) zrýchlenie- acceleration
- f) stred švihovej fázy- midswing
- g) spomalenie- deceleration

- e) predšvihová fáza- preswing phase
- f) počiatočný švih- initial swing
- g) stred švihovej fázy- midswing
- h) konečný švih- terminal swing

Názvoslovie podľa Perry je všeobecnejšie, preto sa viac využíva pri popisovaní patologickej chôdze. Názvoslovie podľa Vaughna je viac špecifické a je vhodné na použitie pri popise fyziologickej chôdze. Je nutné dôkladne poznať oba názvoslovie, keďže bez poznania fyziologickej chôdze nepochopíme patológie.

**Obrázok 1** Fázy krokového cyklu



Fázy krokového cyklu (Perry, 1992, s. 41).

### 2.1.1 Krokový cyklus

Každý krokový cyklus (ďalej len KC) zahŕňa sériu interakcií medzi dvoma multisegmentálnymi dolnými končatinami a Center Of Mass (ďalej len COM). Pre identifikáciu a charakteristiku týchto akcií, ktoré sa vyskytujú počas týchto interakcií, potrebujeme pohľad z troch rôznych aspektov. Najjednoduchší z nich rozdeľuje KC podľa variácií v striedaní sa kontaktu dvoch DK na podložke. Druhá metóda využíva časové a vzdialenostné kvality kroku. Posledná tretia, identifikuje funkčný význam udalostí, ktorésa



vyskytujú počas KC a uvádza tieto udalosti ako jednotlivé intervaly- funkčné fázy KC (Perry, 1992, s. 3).

### 2.1.2 Jednotlivé fázy KC

Za účelom zabezpečenia základných funkcií potrebných pre chôdzu, každý krok zahrňuje stále sa meniace kompenzácie medzi telom a stojnou DK počas stojnej fázy a selektívny rozvoj končatín počas fázy švihovej. Tieto zapríčiňujú rad pohybových vzorov, ktoré prebiehajú v bedrovom kĺbe (ďalej len BK), kolennom kĺbe (ďalej len KK), členkovom kĺbe (ďalej len ČK). Pri analýze chôdze treba brať na vedomie, že každá časť pohybového vzoru súvisí s inou funkčnou potrebou a bola označená ako fáza chôdze. Jeden KC môžeme teda v súčasnosti rozdeliť na osem fáz (Perry, 1992, s. 9). Pri charakteristike jednotlivých fáz krokového cyklu budeme používať názvoslovie podľa Perry.

- *Initial contact*- interval: 0%- 2% KC. V tejto prvej fáze sa päta stojnej dolnej končatiny dotkne podložky a začína stojná fáza KC (Murthy, 2000, 32s.). Práve päta sa dostáva do kontaktu s podložkou ako prvá, preto je táto fáza nazývaná aj heel strike a vďaka tomuto kontaktu dochádza k prevzatiu hmotnosti tela. Päta je tu aj stredom otáčania. V tejto fáze je bedrový kĺb vo flexii a kolenný v extenzii, členok je približne v nulovej - základnej polohe (Gage, 1991, s. 42). Dochádza ku koncentrickej aktivite m. gluteus maximus, ktorý reguluje veľkosť flekčného momentu bedrového kĺbu. Hamstringy zabraňujú hyperextenzii v kolennom kĺbe a podieľajú sa na regulácii flekčného momentu v bedre. Prvotné zhúpnutie päty vykonáva m. tibialis anterior (Bastlová, 2013, s. 107).
- *Loading response*- interval: 2%- 12% KC. Postupne ako váha tela postupuje dopredu dochádza k zníženiu priehlavku a strednej časti planty na podložku - postupnému zaťažovaniu. Loading response je chvíľa, kedy je planta chodidla na podložke, ale váha nie je na túto plantu ešte prenášaná (Murthy, 2000, s. 33). Je to fáza prvej dvojitej opory a v priebehu chôdze je tiažová sila absorbovaná prostredníctvom flexie kolenného kĺbu. V tejto fáze je trup tela v najnižšej vertikálnej polohe a v pohybe pokračuje laterálne. Bedrový kĺb sa začína extendovať, kolenný flektovať, členok prechádza do plantárnej flexie (Gage, 1991, s. 54). Krátka koncentrická aktivita hamstringov spôsobuje odomykanie kolenného kĺbu, m. tibialis anterior spomaľuje

dopadnutie chodidla a pôsobí na flexiu kolenného kĺbu. Naopak excentrická aktivácia m. quadriceps femoris spomaľuje flexiu v kolene a pomáha absorbovať náraz päty na podložku. Koncentria m. gluteus maximus zrýchľuje ventrálny posun trupu pred femur a excentria m. gluteus medius stabilizuje panvu, čím sa minimalizuje laterálny pokles panvy (Bastlová, 2013, s. 107).

- *Midstance- interval- 12%- 31% KC.* Pri pohybe tela dopredu vo fáze midstance je váha tela plynulo prenášaná na stojnú dolnú končatinu (Murthy, 2000, 33 s.). Dochádza k ukončeniu fázy dvojitej opory, a to odrazom kontralaterálneho palca a tak sa telo dostáva do jednooporovej fázy. Trup a jeho vertikálny pohyb s laterálnou zložkou ku stojnej končatine tu dosahujú maximum. V smere kontralaterálnej dolnej končatiny sa v tejto fáze vždy mňajú aj horné končatiny (Gage, 1991, s. 57). Excentria m. soleus spomaľuje dorzálnu flexiu v členkovom kĺbe, m. quadriceps femoris stabilizuje kolenný kĺb až pokiaľ nedôjde k prechodu vektoru reakčnej sily pred kolenný kĺb, potom jeho aktivita poklesne. M. gluteus medius opäť stabilizuje panvu a m. gluteus maximus prestáva pôsobiť v okamihu keď vektor reakčnej sily pôsobí za bedrovým kĺbom (Bastlová, 2013, s. 108).
- *Terminal stance- interval: 31%- 50% KC.* Napredujúce telo sa dostáva dopredu pred fixované chodidlo stojnej dolnej končatiny, čím dochádza k pasívnej extenzii v bedrovom a kolennom kĺbe a k veľkému dorziflexnému momentu v členku (Perry, 1992, s. 25). Dochádza k zvyšujúcej sa aktivite m. soleus, ktorá obmedzuje dorzálnu flexiu v členku. Zaistenie potrebnej sily k pohybu končatiny vpred a dostatočnú flexiu v kolennom kĺbe vykonáva m. gastrocnemius, ktorý zamedzuje pohyb tíbie a zaháji aktívnu plantárnu flexiu v členkovom kĺbe. Gastrosoleárny komplex zaisťuje až 80 % akcelerácie chôdze. M. tibialis posterior zaisťuje inverziu chodidla a stabilizuje členkový kĺb proti everzným silám. Mm. peronei aktivujú everziu chodidla a pôsobia antagonisticky k m. tibialis posterior. Dlhé flexory prstov stabilizujú metatarsophalangiálne kĺby, čo má za následok zväčšenie opory prednej časti nohy (Bastlová, 2013, s. 108).
- *Pre- swing- interval: 50%- 62% KC.* Táto fáza je poslednou stojnou fázou a dochádza počas nej k druhej dvojoporovej fáze, počas ktorej je hmotnosť tela prenášaná na kontralaterálnu dolnú končatinu. K iniciálnemu kontaktu kontralaterálnej päty dochádza v 50% KC. Flexia kolenného kĺbu pomáha k dostatočnému odrazu palca a posunu dolnej končatiny vpred. V členku je maximálna plantárna flexia, aj keď

je aktivita platiflexorov po konci zaťaženia dolnej končatiny minimálna (Gage, 1991, s. 58). Dochádza k odomknutiu kolenného kĺbu prostredníctvom m. gastrocnemius, súčasťou rotáciu panvy a flexiu bedrového kĺbu aktivuje m. adductor longus. Excentrickou aktivitou m. rectus femoris na distálnom konci spomaľuje svojou zotrvačnosťou rýchlosť predkolenia a koncentrickou aktivitou na proximálnom konci prispieva k zväčšeniu flexie v bedrovom kĺbe (Bastlová, 2013, ss. 108- 109).

- *Initial swing*- interval: 62%- 75% KC. Je prvou podfázou švihovej fázy KC. Zdvih planty sa realizuje tak, že v kolennom kĺbe nastane väčšia flexia a v členku nastane dorzálna flexia. Fáza iniciálneho švih končí po minútí švihovej končatiny stojnú. (Whittle, 1996, s. 73). Aktivujú sa flexory bedrového kĺbu. Tie okrem aktivácie flexie v bedrovom kĺbe v spojení zotrvačnosti predkolenia pôsobia tiež ako flexory kĺbu kolenného. Caput breve m. biceps femoris zväčšuje flexiu v kolennom kĺbe, k čomu dochádza len pri pomalejšom chôdzi, kedy je nedostatočné pôsobenie zotrvačných síl. Koncentrická aktivita m. tibialis anterior a dlhých extenzorov prstov dochádza k dorzálnu flexii v členkovom kĺbe (Bastlová, 2013, s. 109).
- *Mid swing*- interval: 75%- 87% KC. Hranicou medzi mid swing a terminal swing je okamih, keď sa tibia švihovej dolnej končatiny dostane do polohy vertikály, a tá nastáva v dobe rýchlej extenzie kolenného kĺbu, kedy kolenný kĺb prechádza z vrcholu flexie švihovej fázy do takmer maximálnej extenzie pred následným iniciálnym kontaktom (Whittle, 1996, s. 75). M. tibialis anterior udržiava neutrálnu pozíciu členkového kĺbu (Bastlová, 2013, s. 109).
- *Terminal swing*- interval: 87%- 100% KC. Keď sa dolná končatina blíži k terminálnej časti pohybu dochádza k decelerácii- spomaleniu a teda postup je ukončený v okamihu plnej extenzie v kolennom kĺbe (Whittle, 1996, s. 77). Hamstringy brzdia švihový pohyb stehna a predkolenia. M. quadriceps femoris aktivuje extenziu kolenného kĺbu a pripraví tak DK pre stojnú fázu, m. tibialis anterior aktivuje dorzálnu flexiu v ČK (Bastlová, 2013, s. 109).

**Tabuľka 1** Svalové zapojenie počas chôdze - stojná fáza

kloub/část těla	pohyb v kloubu	pohybující se segment	rovina	impuls pohybu	agonisté	kontrakce
kyčel	extenze	trup	sagitální	svaly	m. gluteus maximus	koncentrická
					m. biceps femoris	
					m. semimembranosus	
					m. semitendinosus	
koleno	flexe	stehno	sagitální	gravitace	m. quadriceps femoris	excentrická
		stehno	sagitální	svaly	m. quadriceps femoris	koncentrická
hlezenní kloub	plantární flexe	bérec	sagitální	svaly	m. gastrocnemius	koncentrická
					m. soleus	

Svalové zapojenie počas chôdze - stojná fáza (Bernacikova, Kalichová, Beránková, 2010), online na: <http://is.muni.cz/do/1451/elearning/kineziologie/elportal/pages/chuze.html>

**Tabuľka 2** Svalové zapojenie počas chôdze - švihová fáza

pohyb v kloubu	pohybující se segment	rovina	impuls pohybu	agonisté	kontrakce
flexe	stehno	sagitální	svaly	m. iliopsoas	koncentrická
				m. rectus femoris	
				m. pectineus	
flexe (2/3)	bérec	sagitální	svaly	m. biceps femoris	koncentrická
				m. semitendinosus	
				m. semimembranosus	
extenze (1/3)	bérec	sagitální	setrvačnost	m. biceps femoris	excentrická
				m. semitendinosus	
				m. semimembranosus	
dorzální flexe	noha	sagitální	svaly	m. tibialis anterior	koncentrická

Svalové zapojenie počas chôdze - švihová fáza (Bernacikova, Kalichová, Beránková, 2010), online na: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/chuze.html>

### 2.1.3 Neurofyziológia chôdze

Problematika neurofyziológie pohybov a teda aj chôdze je veľmi obsiahla a zložitá. Preto sa v tejto kapitole pokúsime o stručné zhrnutie. Úmyselný pohyb je základným predpokladom existencie človeka. Nutným predpokladom úmyselného a cieleného pohybu je zabezpečenie reflexných mimovoľných pohybov, ktorými je zaistená vzpriamená poloha, svalové napätie a rovnováha tela (Bernacíková, Kalichová, Beránková, 2010, online). Na riadení motoriky sa u človeka podieľajú od miechy po mozgovú kôru prakticky všetky oddiely centrálnej nervovej sústavy (ďalej len CNS). Aktivita motorického systému zaisťuje množstvo funkcií, ktoré môžeme rozdeliť do troch základných skupín:

- riadenie postoja a lokomócie,
- realizácia pracovnej činnosti a príjmu potravy
- realizácia verbálnej a neverbálnej komunikácie (Kittnar, 2011, s. 661).

Motorický nervový systém tvoria všetky nervové štruktúry, ktorých dominantnou úlohou je zaistiť voľnú, mimovoľnú a rytmickú hybnosť. Všetky tieto štruktúry sú usporiadané hierarchicky a vzájomne kooperujú (Dylevský, 2009, s. 90). K motorickému systému patria predovšetkým:

- *Motorická jednotka* je najmenšia časť pohybového systému, ktorú možno samostatne aktivovať (Trojan, 2009, s. 23). Motorické jednotky sú periférnymi štruktúrami. Tvoria ich miešne alebo kmeňové motoneuróny a svalové vlákna inervované ich axónmi (Dylevský, 2009, s. 90).
- *Predné rohy miešne*, ktorých šedá hmota obsahuje okrem motoneurónov aj interneuróny, ktoré sú účastné na rade reflexných oblúkov tvoriacich zásobu pohybových a postojových programov.
- *Motorické centrá mozgového kmeňa*, teda časti retikulárnej formácie, vestibulárne jadrá, motorické jadrá hlavových nervov, jadrá stredného mozgu (substantia nigra, nucleus ruber), a jadrá predĺženej miechy zaisťujú kontrolu opornej motoriky, koordináciu opornej a cielenej motoriky a reguláciu svalového napätia.
- *Mozoček* a jeho vývojovo staršia časť riadi opornú motoriku (stoj, rovnováha) a koordinujú opornú s cieľenú motorikou a jeho mladšie partie riadia cieľené pohyby.

- *Motorické jadrá thalamu*, kde patria predovšetkým jadrá prepájajúce mozoček, bazálne gangliá a motorickú kôru. Zmyslom prepojenia je koordinácia senzitivity a motoriky.
- *Bazálne gangliá* so svojimi spojmi zabezpečujú vypracovanie pohybových programov, vzorcov pre riadenie smeru, rýchlosti a sily pohybov.
- *Motorická kôra hemisfér*, najmä primárna, premotorická a doplnková motorická kôra je východiskom kortikospinálnej dráhy. Hlavnou funkciou tejto dráhy je programovanie a plánovanie cielených pohybov a riadenie jemnej motoriky (Dylevský, 2009, s. 90).

Vykonanie úmyselného pohybu by sme mohli rozdeliť do niekoľkých fáz:

- idea pohybu,
- plán akcie,
- program pohybu,
- iniciácia a realizácia pohybu.

Prípravná fáza je obdobie, kedy sa vyhodnocujú všetky senzorické stimuly. Na ich základe sa vypracuje plán pohybovej akcie a program, ktorým bude realizovaný. Zúčastňujú sa jej hlavne:

- *Parietálna asociačná oblasť* uskutočňuje výber vhodnej senzorickej informácie, ktorá je nutná pre vytvorenie adekvátneho pohybového programu a plánu.
- *Prefrontálna kôrová oblasť* sa podieľa na vypracovaní plánu pohybu na základe informácií, ktoré dostáva zo zadného parietálneho kortexu, bazálnych ganglií a limbického systému.
- *Suplementálna motorická oblasť* sa často bilaterálne podieľa na prepojení viacerých pohybov naraz a zrejme sa zúčastňuje na programovaní vzorcov voľných pohybov.

Nasleduje vlastné prevedenie pohybu, ktoré je realizované a kontrolované štruktúrami:

- *Premotorická kôrová oblasť* je dôležitá pri kontrole pletencového a axiálneho svalstva, pretože vplýva na ventromediálne spinálne motoneuróny. Podieľa sa na nastavení posturálnej komponenty, je iniciátorom úmyselného pohybu, ktorý začína otáčaním očí, hlavy, trupu a končatín v smere v ktorom má byť pohyb vykonaný.

- *Primárna motorická kôrová oblasť* je realizátorom pohybu, riadi jemné a cielené pohyby akra končatín (Králíček, 2004, ss. 158- 161).
- *Mozoček* sa zúčastňuje riadenia ako mimovoľných, tak cielených pohybov. Na základe informácií z vestibulárneho aparátu a svalových receptorov riadi kôra mozočka napätie vo svaloch, zabezpečuje vzpriamenú polohu a rovnováhu tela.
- *Bazálne gangliá* vytvárajú stále rovnaké impulzy „návody pre pohyb“. Tieto „návody“ sú dráhami prevádzané do motorických oblastí kôry a kôra ich upraví (vytriedi) podľa informácií, ktoré sama dostáva z rôznych receptorov a ktoré má uložené v pamäti. Upravené impulzy potom vyšle kortikospinálnou dráhou k mieche (Bernacíková, Kalichová, Beránková, 2010, online).

Lokomočný pohyb človeka je založený na rytmickej recipročnej činnosti dvoch antagonistických svalových skupín, pre tento dej nie je potrebná spätnoväzbová signalizácia z periférie, preto tento dej nie je dejom reflexným. Celý tento dej je spúšťaný podľa predom naprogramovaného vzorca neuronálnej aktivity- centrálneho motorického programu, ktorý je zakódovaný v pamäti neuronálnej siete- označujeme ju ako generátor vzorca pohybu. Tento generátor vzorca pohybu sa nachádza v spinálnej mieche a to pre každú končatinu samostatne. Je aktivovaný signálom z oblasti retikulárnej formácie mezencefala- mezencefalickej lokomočnej oblasti. Dôležitou súčasťou je aj aferentácia z periférie, ktorej úlohou je reflexne upravovať motorický program centrálnych motorických programov tak, aby výsledný motorický efekt zodpovedal terénu a ďalším potrebným súvislostiam (Králíček, 2002, ss. 158- 161).

### **2.3 Špecifiká chôdze u starších ľudí**

Diagnóza fraktúry proximálneho femuru je úzko spätá s ľuďmi vyššieho veku a pádmi. Už chôdza starších ľudí bez úrazu je poznamenaná určitými špecifikami. V mnohých krajinách seniori (definovaná skupina jedincov nad 65 rokov) reprezentujú zväčšujúcu sa skupinu populácie (Prince et al. 1997, s. 128). V rôznych výskumoch chôdze seniorov je najrozšírenejším výsledkom to, že s pribúdajúcim vekom sa znižuje rýchlosť chôdze a práve rýchlosť chôdze bola navrhnutá ako platné a prakticky merateľné hodnotenie

mobility, ktoré reflektuje mieru schopnosti vykonávať aktivity denného života (ďalej len ADL) (Prince et al. 1997, 128- 135 ss.). Autor štúdie Öberg et al. (1993, ss. 210- 233) uvádza, že rýchlosť chôdze sa u seniorov oproti mladým jedincom zníži z 1,37 m/s na 1,19 m/s, a to na 233 subjektoch, taktiež býva zmenšená dĺžka kroku. Nastávajú aj malé zmeny vo frekvencii krokov. Véle (2006, s. 356) uvádza, že k závažným odchýlkam pri chôdzi dochádza, okrem mnohých iných závažných porúch, aj u porúch kadencie rytmu kroku, nepravidelnosti kroku, poruchách po úrazoch a v priebehu involúcie u seniorov. Chôdza seniorov podlieha dvom hlavným účinkom a to samotnému efektu ich veku a efektu polymorbidity ako aj problémom s osteoartrózou a tak ďalej. Zmeny v chôdzi začíname pozorovať v dekáde medzi 60.- 70. rokom života. Medzi najtypickejšie zmeny patrí skrátenie dĺžky kroku, variabilná, ale vo všeobecnosti dlhšia doba priebehu jedného krokového cyklu (znížená kadencia), tiež sa zväčšuje základňa. Významnou zmenou je tiež zníženie rýchlosti u seniorov (Whittle, 1996, s. 105). Ďalšou významnou informáciou je fakt, že staršie osoby pri chôdzi musia vynaložiť vyššiu pozornosť pri prekonávaní prekážok, ale aj pri chôdzi na rovnom povrchu a to hlavne pri nutnosti nepravidelného kroku. Paradoxne, v praxi je situácia opačná a starší ľudia venujú chôdzi práve pozornosti menej (Mazageri et al. 2014, ss. 182- 186). S vekom sa neznižuje len zastúpenie jednotlivých tkanív, ich zloženie a štruktúra (zvýšenie telesného tuku na úkor hmoty kostrového svalstva- sarkopénia) a nedochádza len k degeneratívnym zmenám kĺbových chrupaviek, ale znižuje sa celková odolnosť voči psychickej aj fyzickej záťaži. Znižuje sa schopnosť adaptácie, rýchlejšie sa rozvíja únava a nastáva nutnosť dlhšej regenerácie. V piatom decéniu prierez kostrových svalov stráca asi 10% objemu, v šiestom a siedmom 15%. V ôsmom decéniu je to už 30% objemu svalov (Kittnar, 2011, s. 759).

### **2.3.1 Svalová aktivita pri zahájení chôdze u starších jedincov a svalová aktivita samotnej chôdze u starších jedincov**

Dôležitou súčasťou chôdze je jej zahájenie. Zahájenie chôdze je stereotypný sled posturálnych posunov, ktoré vrcholia do kroku vpred. Poruchy v zahájení chôdze by mohli vyplývať z abnormalít v posturálnej kontrole, pohybe či ich integrácií (Elble et al. 1994, ss. 139- 146). Je otázkou či a ako sa mení svalová aktivita pri zahájení chôdze vo veku seniorov oproti ľuďom v produktívnom veku. Rôzni autori a ich štúdie majú na túto otázku rôznu odpoveď. Elble et al. (1994, ss. 139- 146) vo svojej štúdií nepreukázal žiadne významné



zmeny pri zahájení chôdze seniorov a chôdze mladých jedincov. Meranie prebiehalo len na 12tich jedincoch. Iní autor, Polcyn et al. (1998, ss. 1582- 1589) na 40 subjektoch potvrdzuje, že určité zmeny v svalovej aktivite medzi jedincami mladými a seniormi v zahájení chôdze sú prítomné. Autori Brunt et al. (1991, ss. 206- 212) a Mickelborough et al. (2003, ss. 50- 57) vo svojich štúdiách uvádzajú, že už pri zahájení chôdze je rozdiel v svalovej aktivite medzi mladými jedincami a seniormi. Z uvedeného môžeme usúdiť, že počas samotnej chôdze je rozdiel v zapojení svalov u seniorov oproti mladým jedincom.

## **2.4 Chôdza u pacientov po fraktúre femuru**

Z dôvodu bolesti po chirurgickej intervencii nutnej po fraktúre femuru, ale aj zo samotnej fraktúry sa chôdza týchto pacientov najčastejšie zaraďuje do skupiny patologickej chôdze nazývanej ako antalgická chôdza. To znamená, že chôdza môže byť porušená jednak z dôvodu bolesti a jednak z dôvodu svalového oslabenia v okolí BK. Pri antalgickej chôdzi sa vyskytujú kompenzačné mechanizmy, ktorými pacient skracuje stojnú fázu chôdze na postihnutej dolnej končatine. Výsledkom je, že pri unilaterálnom poškodení štruktúr v okolí BK, ku ktorým patrí aj unilaterálna fraktúra femuru, je chôdza so zníženou rýchlosťou, asymetrický krokový cyklus so skrátenou stojnou fázou na postihnutej dolnej končatine, s tendenciou k stuhnutiu kĺbu kvôli zníženiu rozsahu kĺbovej pohyblivosti a absencia silového došľapu chodidla. Chôdza pacientov s bolesťou v okolí BK sa tiež vyznačuje určitými vlastnosťami. Takáto chôdza so sebou prináša prenesenie COM bližšie ku kĺbovému centru rotácie vo frontálnej rovine. Taktiež dochádza k zníženiu kompresívnych síl, ktoré sú výslednicou normálnej aktivity abduktorov kĺbu. Počas švihovej fázy môže byť kĺb postavený v jemnej extrarotácii kvôli zníženému tlaku na kĺbové puzdro (Perry, 1992, s. 7). Práve poruchy a nedostatočná schopnosť chôdze je hlavným problémom u pacientov po fraktúre proximálneho femuru. Elkström et al. (2009, ss. 371- 376) hodnotí kvalitu života u pacientov po subtrochanterickej zlomenine. Po dvoch rokoch od úrazu sa 80 % pacientov vyjadrilo, že nepociťujú bolesť, ale iba 46 % potvrdilo, že ich chôdza je rovnaká ako pred úrazom. Taktiež len 48 % pacientov udalo, že nemá problém s ADL. Šesť mesiacov po fraktúre potrebuje ešte stále 50% pacientov pomoc pri chôdzi a 90% pacientov potrebuje pomoc pri chôdzi do schodov ešte aj po jednom roku (Ivanova et al. 2011, s. 81). Meranie asymetrie chôdze je dôležitou súčasťou hodnotenia funkčnej imbalancie medzi dolnými

končatinami, ktorá môže byť zapríčinená rôznymi patológiami ako napríklad osteoartróza, iktus. Môže byť spojená aj s pooperačnými stavmi. (Atallah et al. 2014, ss. 29-40). Ďalšou súvislosťou je porucha balancie. Strach z pádu a nedostatok balancie sú dve úzko súvisiace skutočnosti. Po fraktúre femuru starší pacienti často majú pocit horšej balancie, čo môže byť spávnym posúdením ako rizikového faktoru ďalšieho pádu. Toto zvýšené riziko sa vzťahuje na postihnutie dolnej končatiny v zmysle zníženia svalovej sily, mobility a balancie. Riziká pretrvávajú aj prvý rok po zlomenine (Portegijs et al. 2012, s. 2340). Bauer et al. (2009, ss. 360- 364) dokazuje, že aj napriek všetkým poruchám chôdze, ktoré sa v starobe vyskytujú, pomocou cvičenia, ktoré zahŕňa tréning sily, balancie a strečing možno dosiahnuť zlepšenie aj v skupine pacientov už po desiatich cvičebných jednotkách. Zlepšenie chôdze je až o 66%, sily o 65%, balancie o 62%, čo veľkou mierou prispieva k zlepšeniu kvality života a prevencii pádov.

## **2.5 Analýza chôdze**

Analýzou chôdze nazývame hodnotenie parametrov nameraných aj prostredníctvom prístrojov. Klinická analýza chôdze sa vyvinula podľa osvedčeného spôsobu diagnostiky v centrách, ktoré sa špecializujú na liečbu rôznych pohybových porúch. Klinická analýza akéhokoľvek pohybu, teda aj chôdze, by sa mala usilovať o relevantné ciele:

- kontrola kvality terapeutických intervencií,
- návazná kontrola priebehu hojenia,
- predpoveď výsledku zvolenej terapie,
- objektívne hodnotenie výsledkov klinických štúdií,
- výber vhodnej konzervatívnej alebo operačnej terapie,
- podpora diagnostických možností (Rosenbaum et al. 2014, ss. 539- 543).

### **2.5.1 Časopriestorové charakteristiky chôdze**

Časopriestorové charakteristiky sú neoddeliteľnou súčasťou chôdze a KC. Medzi tieto dôležité atribúty patria:

- *Dĺžka kroku* (step length) je definovaná ako vzdialenosť medzi rovnakým bodom na každom chodidle (spravidla je týmto bodom päta).
- *Dĺžka dvojkroku* (stride length) je vzdialenosť medzi dvoma po sebe idúcimi kontaktmi s podložkou rovnakým chodidlom, je to vlastne súčet pravého a ľavého kroku.
- *Uhol nohy* opisuje mieru vytočenia nohy na vnútornú alebo vonkajšiu stranu. Ak je noha vytočená dovnútra, uhol je negatívny a ak je vytočená smerom von tak je uhol pozitívny. Väčšina populácie má pozitívny uhol chodidla až do výšky 30°. Tento uhol závisí predovšetkým na veľkosti rotácie v BK, ale aj na rotácii medzi femurom a tíbiou (Whittle, 1996, ss. 55-56).
- *Šírka kroku* je vzdialenosť medzi dvoma chodidlami a väčšinou sa meria vzdialenosť stredov piet.
- *Rýchlosť chôdze* je priemerná rýchlosť, dosahovaná jedincom po prvých troch krokoch (čo je rytmická etapa) vyjadrená ako vzdialenosť prejdená za určitý čas (cm/s alebo km/ hod).
- *Kadencia* je počet krokov nameraných v určitom časovom úseku, väčšinou za jednu minútu (Rose, Gamble, 2006, s. 42).

### 3. Terapia pacientov po fraktúre proximálneho femuru

Rehabilitácia v dobe hojenia je vykonávaná za cieľom zníženia bolestivosti, redukcie opuchu, udržania rozsahu pohyblivosti- “range of movement“ (ďalej len ROM) kĺbov, záleží tiež na type a dĺžke imobilizácie (Kolář, 2009, s. 440). V postoperačnom období pokračujeme v nácviku stoja a chôdze s postupnou záťažou v ambulantnej rehabilitačnej starostlivosti. Cvičebný program je individuálny so zameraním na obnovu funkcie dolnej končatiny s dôrazom na správny pohybový stereotyp (Hromádková, 1999, ss. 49- 50). Postupným zaťažovaním rozumieme jednak začiatok terapie v ľahu, kde nedochádza k preťažovaniu v žiadnom kĺbe v dôsledku hmotnosti tela a statickej polohy. Postupné prechádzanie do terapie v polohách vyšších (Labudová, 1988, s. 143). V druhom rade rozumieme pod postupným zaťažovaním zaťažovanie vlastnej dolnej končatiny pri chôdzi. Úloha rehabilitácie u pacientov po fraktúre femuru je veľmi dôležitá, pretože po šiestich mesiacoch od fraktúry dosiahne rovnakú funkčnosť DK len polovica pacientov (Carneiro et al. 2013, s. 175). Je dôležité uviesť aj ďalšie čísla, ktoré hovoria, že menej ako 50% pacientov dokáže aj rok po operačnej liečbe chodiť bez akejkoľvek pomoci. Len 40% z nich je samostatných vrámci ADL (Mendelsohn et al. 2008, ss. 609- 617). Dolná končatina môže byť slabšia až o 20% a to v intervale 3- 36 mesiacov (Portegijs et al. 2008, ss. 363- 370). Rehabilitácia po operačnom riešení fraktúry je veľmi dôležitá, zameriava sa na skorú vertikalizáciu, tréning chôdze a ďalšie súčasti pre obnovu vzniknutého deficitu (Liu et al. 2010, ss. 323- 328). Títo pacienti majú redukovanú svalovú silu, čo ich robí náchylnejšími k zníženiu schopnosti chôdze a je u nich zvýšené riziko pádu. V literatúre sa uvádza, že v prvom roku je šanca na pád a následnú kontralaterálnu fraktúru šesť až dvadsať krát vyššia (Binder et al. 2004, ss. 837- 846). Hlavnou úlohou rehabilitácie u týchto pacientov je teda zvýšenie svalovej sily, zlepšenie chôdze a jej efektivity ako aj zvýšenie samostatnosti (Lamb et al. 2002, ss. 1087- 1092). Carneiro et al. (2013, ss. 175- 178) v svojom zhrnutí rôznych štúdií zaoberajúcich sa vplyvom rôznych foriem rehabilitačných techník a programov uvádza celkom osem štúdií, ktoré rozoberajú túto problematiku. Dve sú o rehabilitácii chôdze, avšak ani jedna nehodnotí efekt chôdze na žiadnom chôdzovom tréningu a ani jedna detailne nešpecifikuje prevádzané terapie. Je tu však istá pozitívna spätná väzba k cvičeniam zaisťujúcim zvýšenie svalovej sily a samozrejme fakt, že celkovo rehabilitačná liečba zlepšuje a urýchľuje fyzický stav pacientov po fraktúre proximálneho femuru. Doposiaľ neexistuje

dostatok dôkazov v rôznych štúdiách, ktoré by ohodnotili účinnosť jednotlivých terapeutických stratégií používaných v rehabilitácii u pacientov po fraktúre proximálneho femuru, a preto je nutný ďalší výskum, ktorý by potvrdil/ vyvrátil účinnosť rôznych terapeutických intervencií u týchto pacientov (Handoll et al. 2007, ss. 1881- 1885). Tento typ fraktúr je spájaný s nižším prežitím a s vyše 50% stratou sily dolnej končatiny po operácií. Do pôvodného stavu sa po štyroch mesiacoch vráti len malá časť funkcie. Istým prediktorom v otázke nasledujúceho pádu do pol roka od úrazu je sila extenzorov kolenného kĺbu. Ich funkčnosť a sila by mala byť prioritou v rehabilitácii, ako prevencia pádu spojeného s nerovnakou silou dolných končatín. Rozdiel deficitu sily môže byť po správnej rehabilitácii znížený z 40% len na 17% v porovnaní s druhostrannou končatinou (Overgaard et al. 2013, ss. 248-258). Ďalší autor taktiež uvádza, že rehabilitácia, ktorá zahrňuje celotelovú terapiu v zmysle progresívneho odporového tréningu má výrazný efekt na funkčnosť a mobilitu týchto pacientov (Binder et al. 2004, s. 845). Funkčný pokles je u pacientov po fraktúre proximálneho femuru až 3 krát vyšší ako u zdravého staršieho jedinca. Tento funkčný pokles je u týchto pacientov bežný a podstatný. Je nutné nielen nájsť cestu ako zabrániť fraktúre proximálneho femuru v období staršieho veku, ale rovnako dôležité je aj zaoberať sa funkčnými potrebami toho ktorého jedinca individuálne (Bentler et al. 2009, s. 1297).

## **4. Terapia s použitím treadmill- chôdzového trenažéra**

### **4.1 Chôdza na chôdzovom trenažéri**

Chôdza na chôdzovom trenažéri je iná ako voľná chôdza. Výhodou je bezpečnosť, ktorá je zaistená možnosťou použiť postroj alebo rukoväť, tiež nízka potreba miesta na terapiu a tiež môže byť konštantne kontrolovaná rýchlosť chôdze. Dĺžka kroku je na trenažéri kratšia, ale vyššia kadencia kvôli nastaviteľnej rýchlosti (Kirtley, 2006, s. 31).

### **4.2 Chôdza na treadmill versus bežná chôdza**

Rozsah, v akom môžu terapeutické, cvičebné a robotické zariadenia maximalizovať funkcie chôdze je ešte stále hlavný nevyriešený problém v neurorehabilitácii. Keďže dochádza k nárastu používania prístrojovej techniky v terapii chôdze, je potrebné aby bola ich účinnosť porovnaná s účinnosťou konvenčnej terapie chôdze. Ak by bola kinematická podobnosť jedným z určujúcich faktorov pre prenos zručností potom by mal byť treadmill v popredí pri výbere techniky v terapii chôdze (Damiano et al. 2011, s. 260). Treadmill vyžaduje pomerne málo miesta, je možné využiť podporné systémy a je možné porovnávať, merať kinematické, kinetické a metabolické parametre v čase. Parvataneni et al. (2009, ss. 95-100) poukazuje na výskyt štúdií, ktoré si svojím výsledkom odporujú. Niektoré ukazujú, že pri chôdzi na treadmill je vyššia kadencia a kratšia stojná fáza ako pri chôdzi po zemi pri porovnateľnej rýchlosti. Niektoré neukazujú žiadny významný rozdiel.

### **4.3 Definícia C-mill**

Chodiaci pás C-mill má zabudovanú silovú plošinu a využíva sa k diagnostike a hlavne k terapii chôdze. Pomocou špeciálneho programového vybavenia a dataprojektoru, ktoré sú súčasťou prístroja, je možné na pás aplikovať premietanie farebných, rôznotvarých značiek, prípadne prekážky. Ich veľkosť, frekvenciu objavovania sa na páse môže regulovať

terapeut. Okrem virtuálnej reality je možné využiť aj akustické stimulovanie pacienta (Kolářová, 2012, s. 16). C-mill je inovatívny chôdzový trenažér, ktorý je vhodný na tréning kladenia nohy na podložku pri meniacich sa vlastnostiach prostredia (prekážok) spolu s využitím benefitov vysoko intenzívneho bežiaceho pásu (van Ooijen et al. 2013, ss. 34-45). Prispôsobivosť chôdze, vrátane schopnosti vyhnúť sa prekážkam a možnosť prispôsobiť sa vizuálne riadeným krokom, je nutný pre bezpečný pohyb jedinca. Tento aspekt je dôležitý pre získanie nezávislej mobility, ale je veľmi obtiažne klinicky ju posúdiť (Houdijk et al. 2012, s. 1452).

#### **4.3.1 Treadmill reakčná podložka**

Na trhu existuje bežecký pás so vstavanými silovými plošinami, ktoré majú piezoelektrickú plošinu pod pásom. Tá je schopná merať zvislé zaťaženie a plošina je tiež citlivá na šmykové sily. Dynamometrický bežiaci pás je rozdelený na pásy. Zariadenie má samostatný snímač, ktorý je schopný priebežne merať tri sily a momenty každej končatiny (Kirtley, 2006, s. 94).

#### **4.3.2 Centre of pressure- COP**

Verkerke et al. (2005, ss. 1881- 1885) uvádza, že pomocou treadmillu je možné získať presné nahrávky vertikálnej reakčnej sily. Tieto nahrávky umožňujú samostatnú analýzu vertikálnej reakčnej sily pri fáze dvojitej opory a analýzu tlaku pri následnej zmene pozície nohy. Z COP môžu byť taktiež odvodené časové (trvanie opory P/L nohy, švihová fáza) a priestorové (dĺžky P/L kroku, šírka kroku) charakteristiky chôdze.

#### **4.3.3 „Butterfly diagram“**

Zmeny vo veľkosti a orientácii reakčného vektora počas krokového cyklu, vie trenažér zhrnúť vytvorením tzv. „butterfly“ diagramu. Diagram ukazuje, že rýchlosť vpred od COP (indikované odstupom na základe každého vektora) nie je konštantná- má tendenciu spomaľovať, doznieva cez priehlavok, alebo metatarzofalangiálne kĺby (Kirtley, 2006, s. 92).

#### **4.3.4. Vizualne stopy**

C-mill bol vyrobený ako diagnosticko- terapeutický prístroj, ktorý v praxi pomáha prispôbovať chôzdu, a to premietaním grafických prekážok- “obstacles” a objektov- “stepping targets” viacerých typov na povrch pásu, čo pacienta núti k tréningu. Taktiež

je možné nastaviť dĺžku kroku, šírku kroku a iné vybrané parametre potrebné k bezpečnej chôdzi pacienta a ku kvalitnému tréningu (van Ooijen et al. 2013, ss. 33-35).

#### **4.3.5 Možnosti terapie na C-mill**

Treadmill prístroje všeobecne ponúkajú množstvo výhod. Patrí k nim možnosť zmeny rýchlosti, sklonu chodníka ale aj výhody priestoru, ktoré možno jednoducho ovládať a nastavovať terapeutom. Nespornou výhodou je možnosť zhromažďovania a ukladania údajov z jednotlivých terapií. Tak efektívnejšie zhodnotiť zlepšenie či zhoršenie stavu pacienta. Terapia na prístroji je spočiatku pre pacienta neznámou skúsenosťou, práve kvôli vizuálnym efektom, ale vzniká na ňu rýchla adaptácia. V jednej zo štúdií, ktorej cieľom bolo zhodnotiť mieru adaptácie na tréning na treadmill bolo vyhodnotené, že na túto prístrojovú formu terapie vzniká rýchla a kvalitná adaptácia. V tejto štúdii bolo testovaných 17 zdravých jedincov, ktorí terapiu využívali po dobu 11 minút. Boli inštruovaní tak, aby sa držali rukami madiel až do doby, kedy sa cítia pri tréningu bezpečne. 16 probandov sa pustilo do štyroch minút, z toho 15 probandov do 30 sekúnd (Lavcanska et al. 2005, ss. 544-557). Alton et al. (1998, ss. 434- 440), z výsledkov štúdie, kde porovnávali kinematiku dolných končatín pri terapii na zemi a na treadmill, uvádza, že existujú štatisticky významné rozdiely v kinematike kĺbov dolných končatín, pozitívnejšie pri terapii na treadmill. Jednou z možností terapie fraktúr femuru je aj totálna endoprotéza- alloplastika. Vo viacerých štúdiách sa ako možnosť terapie uvádza práve chodiaci pás s vizuálnymi efektami. V randomizovanej štúdii porovnávali účinnosť tréningu na treadmill a klasickej, konvenčnej terapie u pacientov po alloplastike BK (Giangregorio et al. 2009, ss. 283-291). Rovnako aj v pilotnej, nerandomizovanej štúdií, ktorej sa zúčastnilo 21 pacientov po zlomenine femuru. Stručne povedané, výsledok štúdií podáva dôkaz o tom, že tréning na treadmill môže byť kvalitným terapeutickým prostriedkom pri terapii u pacientov po fraktúre femuru (Giangregorio et al. 2009, ss. 283-291). Terapia pomocou treadmill je spomenutá ako možnosť terapie v štúdií, v ktorej sa zaoberali okrem efektu na spinálnych a neurologických pacientoch aj na pacientoch po fraktúre femuru. U 24 probandov bolo výstupom, že pomocou treadmill terapie dochádza okrem zlepšenia chôdze aj k zlepšeniu balancie u pacientov s hore uvedenými diagnózami (Oddsson et al. 2007, s. 25). V randomizovanej štúdií aplikovanej na 80 probandoch bolo rovnako výsledkom výraznejšie zlepšenie balancie u skupiny, ktorá bola v terapii treadmill (Sharrington et al. 2003, ss. 2234-2243). Van Ooijen sa v svojej randomizovanej štúdií zameranej na vplyv terapeutického použitia C-mill u starších pacientov po zlomenine femuru



vyjadruje k problematike rozdielu medzi tréningom na C-mill a klasickom bežiacom páse. Taktiež zhodnocuje schopnosť chôdze a strach z pádu u starších osôb v priebehu rehabilitácie po fraktúre femuru. Po dvanásť mesačnej štúdií so 126 probandami bol výsledok pozitívny k C-mill prístrojovej terapii (van Ooijen et al. 2013, ss. 34- 35). Ako ukazujú výstupy viacerých zdrojov štúdií, treadmill môže byť terapeutický prístup k prevencii rizika pádu u starších osôb, ale aj terapiou už po vzniknutom páde, aby nedošlo k opätovnej traume. Mirelman et al. (2013, s. 25), v štúdií na stovke probandoch zisťoval efektivitu tréningu na treadmille s virtuálnou realitou a jeho efekt proti pádom. Po šesť mesačnej štúdií bol dokázaný záver, že treadmill s virtuálnou realitou je vhodný terapeutický prostriedok na prevenciu proti pádom. To je veľmi vhodné u pacientov po fraktúre femuru, ako prevencia pred ďalším pádom. Naopak, Baker, Evans, Lee (1991, ss. 649- 652) vo svojej štúdií neudávajú signifikantný rozdiel v terapii s a bez treadmill.

## **5. Ciele a hypotézy**

### **5.1 Ciele práce**

Cieľom práce je vyhodnotiť kvalitu a mieru úspešnosti terapie u pacientov po fraktúre proximálneho femuru, rovnako aj zmenu základných časopriestorových charakteristík chôdze s použitím C-mill prístrojovej terapie a bez nej. Cieľom je zistiť, či pomocou C-millu môžeme lepšie ovplyvniť časopriestorové charakteristiky chôdze a funkčnú kapacitu u týchto pacientov.

### **5.2 Hypotézy**

#### **H<sub>0</sub>1**

V skupine pacientov používajúcich C-mill nebude vyšší priemerný nárast rýchlosti v porovnaní s kontrolnou skupinou.

#### **H<sub>a</sub>1**

V skupine pacientov používajúcich C-mill bude vyšší priemerný nárast rýchlosti v porovnaní s kontrolnou skupinou.

#### **H<sub>0</sub>2**

Po celkovej terapii nebude priemerná zmena symetrie chôdze v skupine pacientov používajúcich C-mill lepšia v porovnaní s kontrolnou skupinou.

#### **H<sub>a</sub>2**

Po celkovej terapii bude priemerná zmena symetrie chôdze v skupine pacientov používajúcich C-mill lepšia v porovnaní s kontrolnou skupinou.

### **H<sub>0</sub>3**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa neodlišujú v pociťovaní bolesti v operovanej dolnej končatine.

### **H<sub>a</sub>3**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v pociťovaní bolesti v operovanej dolnej končatine.

### **H<sub>0</sub>4**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa neodlišujú v priemernej bodovej zmene škály Berg balance scale.

### **H<sub>a</sub>4**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v priemernej bodovej zmene škály Berg balance scale.

### **H<sub>0</sub>5**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa neodlišujú v priemernej zmene rozsahu pohyblivosti v SFTR rovine.

### **H<sub>a</sub>5**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v priemernej zmene rozsahu pohyblivosti v SFTR rovine.

### **H<sub>0</sub>6**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa neodlišujú v priemernej zmene svalovej sily.

### **H<sub>a</sub>6**

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v priemernej zmene svalovej sily.

## 6. Metodika

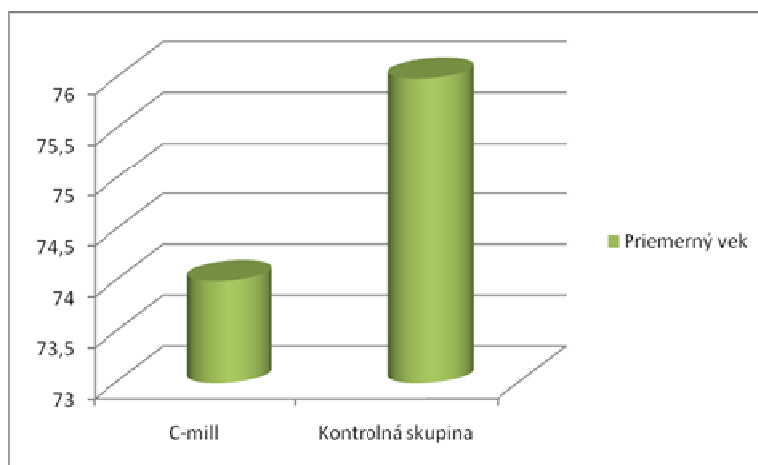
Výskum je založený na porovnaní dát získaných vyšetrením na diagnosticko-terapeutickom prístroji C-mill ForceLink a klinickými testami. Pre výskumné účely boli oslovení pacienti s pozitívnou fraktúrou proximálneho femuru v anamnéze. Výskum prebiehal v časovom intervale november 2014 až február 2015. Výskumu sa zúčastnilo spolu sedem probandov pričom výskum dokončilo šesť probandov.

### 6.1 Charakteristika súboru

Od 1.1. 2014 do 31 .8. 2014 bolo na traumatologickom oddelení v FNOL liečených pre fraktúru proximálneho femuru 84 pacientov. Pre vysokú morbiditu pri tejto diagnóze bolo pre účely tejto práce oslovených spolu 50 pacientov prostredníctvom traumatologickej ambulancie. S účasťou súhlasilo sedem pacientov. Meranie dokončilo šesť pacientov, nakoľko jednej pacientke bolo v priebehu merania diagnostikované onkologické ochorenie a pokračovať odmietla. Pre túto prácu sme použili výsledky súboru šiestich jedincov, ktorí boli rozdelení do dvoch skupín. Jedna skupina (traja pacienti) využívala okrem klasickej terapie aj terapiu pomocou prístroja C-mill. Druhá- kontrolná skupina (traja pacienti) využívala len klasickú terapiu bez použitia C-mill. Vlastné meranie a terapia na C-mill pre obe skupiny prebiehala v priestoroch Rehabilitačnej kliniky Fakultnej nemocnice Olomouc. Konvenčná rehabilitácia prebiehala u probandov v domácom prostredí, práve pre priaznivý vplyv domáceho prostredia uvedený v diskusii. Hlavné kritérium pre výber probandov bola pozitívna fraktúra proximálneho femuru v anamnéze datovaná najviac rok a pol od začiatku merania. Všetci probandi boli o zámere vyšetrení a terapie vopred oboznámení, do vzorky priradení až po podpísaní informovaného súhlasu. Vstupné a výstupné vyšetrenia prebiehali za rovnakých podmienok s rovnakou inštrukciou probandov.. Probandi boli do vzorky zaradení po podpísaní informovaného súhlasu a spĺňali nasledujúce kritéria: vek < 65 rokov, fraktúra datovaná najviac rok od začiatku merania, povolená maximálna záťaž na operovanú DK, žiadny iný limitujúci patologický stav na DKK (iktus a tak ďalej). Každý proband musel byť kognitívne orientovaný a ochotný spolupracovať. Z šiestich probandov boli dve ženy a štyria muži celkovo s priemerným vekom (obr. 2) 75 rokov, z toho v skupine C-mill bol

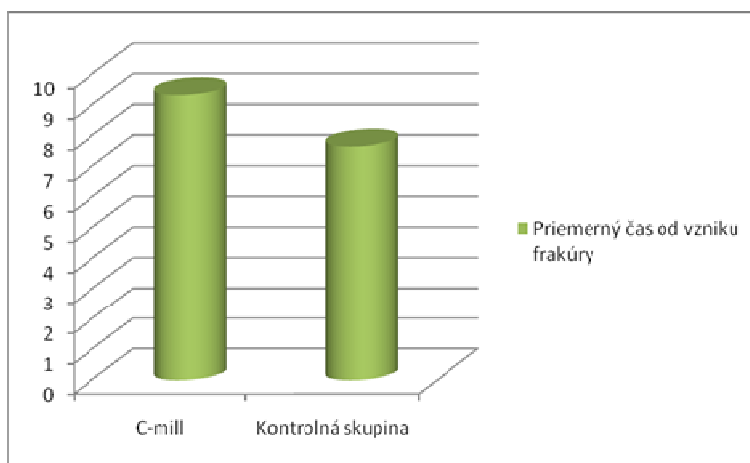
priemerný vek 74 rokov a v kontrolnej skupine 76 rokov. U piatich pacientov bola fraktúra na pravom femure, u jedného pacienta na ľavom. U všetkých šlo o prvú fraktúru femuru a u všetkých bol typ zlomeniny pertrochanterický. V súvislosti s operačným materiálom u jedného bol aplikovaný PFN, u jedného Targon a u ostatných Gamma klinec. Priemerný čas od vzniku fraktúry bol u skupiny s C-mill 9,33 mesiaca a u skupiny kontrolnej 7,66 mesiaca (obr. 3.).

**Obrázok 2** Graf priemerného veku.



Priemerný vek probandov výskumu.

**Obrázok 3** Graf priemerného času od vzniku fraktúry u probandov.



Priemerný čas od vzniku fraktúry u pacientov, ktorí používali C-mill a u kontrolnej skupiny.

## 6. 2 Priebeh a hodnotenie

Vstupné a výstupné vyšetrenie zahŕňalo 10 meter walk test, Up and Go test, goniometrické hodnotenie rozsahu pohyblivosti v sagitálnej, frontálnej a tranzverzálnej rovine (ďalej len SFTR) v BK na postihnutej dolnej končatine, svalovú silu podľa Jandu v postihnutom bedrovom kĺbe, hodnotenie Berg Balance Scale, hodnotenie bolesti na Melzackovej škále bolesti a diagnostiku na C- mill. Skupina ktorá využívala C-mill podstúpila okrem klasickej 45 minútovej terapie ešte 15 minút na prístroji C-mill. Podľa metodiky štúdie van Oojena (2013, 37s.) bola rýchlosť zvolená pacientom najväčšia možná, ale pre neho ešte prijateľná a bezpečná. Celkovo jedna terapia na C-mill trvala 15 minút. Všetci pacienti boli inštruovaní rovnako. Warm up- fáza privykania si na chôdzu, trvala prvé dve minúty. Potom nasledovala jedna minúta merania časopriestorových charakteristík (v terapii mimo merania bola táto časť nahradená terapiou prostredníctvom vizuálnych kameňov). Od 3 do 7 minúty prebiehala terapia prostredníctvom vizuálnych kameňov premietaných na plochu pásu. Medzi ôsmou a trinástou minútou prebiehalo tréning adaptability prostredníctvom premietania rôznych vizuálnych prekážok a stôp na pás. Posledné minúty slúžili na chôdzu s nižšou rýchlosťou- relaxáciu pacienta. Taktiež pri prvej a poslednej terapii diagnostika na prístrojovej technike C-mill bola použitá aj u pacientov v kontrolnej skupine, aby sa dali následne zhodnotiť a porovnať zmeny u oboch skupín.

### 6.2.1 Štatistické hodnotenie

K štatistickému spracovaniu bol použitý štatistický software IBM SPSS Statistics 22 a program Microsoft Excel 2010. Všetky štatistické testy boli prevedené na hladine 0,05 signifikancie. Pri overovaní hypotéz  $H_0$ 1 až  $H_0$ 6 sme porovnávali dve nezávislé vzorky pacientov. Pre porovnanie sme použili dvojjvýberový  $t$ -test. Tento test sme vybrali preto, že porovnanie dvoch vzoriek o veľkosti troch neparametrickou metódou by nemohlo byť signifikantné v žiadnom prípade. Popisná štatistika bola prevedená výpočtom priemeru a smerodatnej odchýlky (SD). Hypotézy, ktoré sa týkali veličiny Endpoint excursion, boli overené párovým  $t$ -testom. Výsledky boli prehľadne zhrnuté do tabuliek. V tabuľkách je uvedená priemerná hodnota, hodnota smerodatnej odchýlky (SD), hodnota testového kritéria  $T$  pre dvojjvýberový  $t$ -test a dosiahnutá hodnota štatistickej signifikancie ( $p$ ). Počet pacientov je označený  $n$ .

## 6.2.2 Metódy získavania meraných dát

- *Test „The timed Up and go“ a 10 m test.* Hodnotenie testu Up and Go bolo vybrané pre jeho spoľahlivosť a platnosť v kvantifikácii mobility. Súčasne bol použitý aj iný klinický test k posúdeniu rýchlosti, a to uvedený 10 metrový test chôdze.
- *Hodnotenie rozsahu aktívnej pohyblivosti* v postihnutom bedrovom kĺbe v SFTR rovine. Hodnotenie ROM, nás informuje o možnej aktívnej pohyblivosti jednotlivých segmentov tela. Pre jeden segment existuje podľa rôznych autorov rôzne posúdenie (napríklad Janda, Haladová, Rychlíková, Russe, Kapandji). V našej práci sme za 100 % považovali hodnoty podľa Jandu (Janíková, 1998, 59, s. 128).
- *Hodnotenie svalovej sily* v okolí postihnutého bedrového kĺbu. Vstupné a výstupné merania boli obohatené aj o meranie svalovej sily v oblasti postihnutého BK. Svalový test je vyšetrením, ktoré nás vie informovať o sile jednotlivých svalov alebo svalových skupín a aj keď je to vyšetrenie do určitej miery subjektívne, pri dodržaní určitých zásad vieme objektívne určiť napr. zmenu pred a po terapii (Janda, 2004, s. 13), vid' Príloha 6.
- *Hodnotenie bolesti.* Z hľadiska kvality života, ale aj pre potrebu vykonania kvalitného pohybu je nutné mať prehľad a vedieť o bolesti pacienta v postihnutom segmente. Pre účely práce bola vybraná numerická analógová škála bolesti podľa Melzackovej. Škála je uvedená v Prílohe 7.
- *Hodnotenie pohybových stereotypov* abdukcie a extenzie v bedrovom kĺbe. V klinickom vyšetrení u pacienta po fraktúre proximálneho femuru by nemalo chýbať vyšetrenie pohybových stereotypov v okolí BK- teda abdukcie a extenzie. Ani v našom vyšetrení tieto aspekty nechýbali a aj keď nastalo zlepšenie, z dôvodu vysokej subjektivity sa tento parameter nedal zaradiť do výsledkov práce, keďže sme pri hodnotení používali aspekciu. K objektivizácii týchto parametrov by bolo nutné použiť aj elektromyografické vyšetrenie, ktoré sme my v našej práci nepoužili.
- *Hodnotenie antropometrických parametrov-* dĺžky a obvody. Hodnotili sme aj funkčnú dĺžku dolnej končatiny a porovnali so zdravou stranou, Taktiež sme merali obvody dolných končatín v oblasti stehna, kde sme namerané hodnoty tiež porovnali so zdravou stranou u každého pacienta. V prípade antropometrických parametrov nedošlo u probandov k žiadnej zmene, takže sme s nameranými dátami ďalej nepracovali.

- *Hodnotenie časopriestorových charakteristík.* Časopriestorové charakteristiky boli merané pomocou diagnosticko- terapeutického chôdzového trenažéra C-mill ForceLink a zaznamenané do tabuliek, pomocou ktorých boli dáta následne štatisticky spracované.
- *Hodnotenie Berg Balance Scale.* Ako sme už uviedli, fraktúry proximálneho femuru sú úzko späté s pádmi. Pre posúdenie rizika pádu je okrem iného dobrou hodnotiacou škálou Berg Balance Scale.
- *Funkčné hodnotenie.* Keďže hodnotenie funkčnej kapacity nie je nijako verifikovateľné pomocou špeciálnych testov a samotná funkčná kapacita je vysoko individuálna tak meranie prebiehalo testovaním rôznych funkcií (napr. chôdza po schodoch, stoj na jednej nohe, mobilita po domácnosti, mobilita vo vonkajšom prostredí a samotné vyjadrenie pacienta čo zvládne, čo nie a tak ďalej).

Dáta k práci a hypotézam sme získali vyšetrením pred a po celkovej rehabilitácii, ich následným spracovaním a štatistickým vyhodnotením. V práci uvádzame výsledky hodnotenia vstupného aj výstupného vyšetrenia a štatistického hodnotenia ku každej z hypotéz samostatne.

### 6.2.3 Výsledky $H_01$

#### $H_01$

V skupine pacientov používajúcich C-mill nebude vyšší priemerný nárast rýchlosti v porovnaní s kontrolnou skupinou.

#### $H_a1$

V skupine pacientov používajúcich C-mill bude vyšší priemerný nárast rýchlosti v porovnaní s kontrolnou skupinou.

**Tabuľka 3** Priemerná zmena rýchlosti

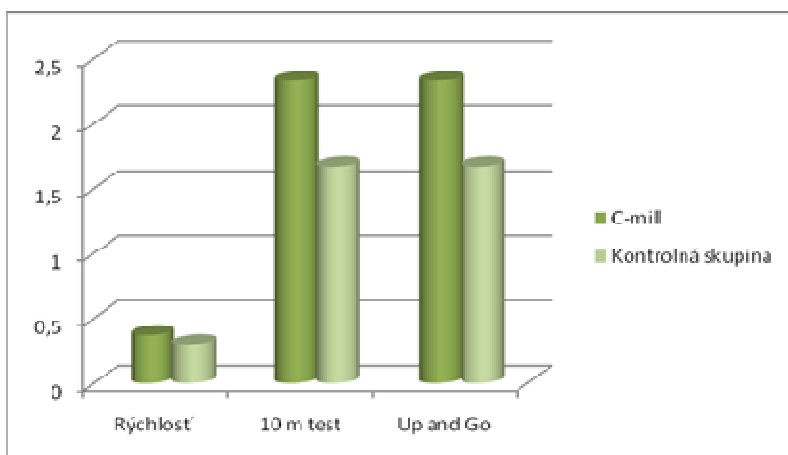
Parameter	C-mill ( $n = 3$ )		Bez C-mill ( $n = 3$ )		$T$	$p$
	Priemer	SD	Priemer	SD		
Rýchlosť	0,37	0,12	0,30	0,26	0,400	0,710
10 m test	2,33	1,53	1,67	1,15	0,603	0,579
Up and Go test	2,33	0,58	1,67	0,58	1,414	0,230

Priemerná zmena rýchlosti u pacientov s C-mill a kontrolnej skupiny.



Dvojvýberovými t-testami neboli preukázané štatisticky významné rozdiely medzi pacientmi používajúcimi aj terapiu na C-mill a pacientmi ktorí C-mill nepoužívali,  $p > 0,05$  u všetkých parametrov.  **$H_01$  môžeme potvrdiť.**

**Obrázok 4** Graf priemernej hodnoty zmeny rýchlosti.



Priemerné hodnoty zmeny rýchlosti pacientov v skupine C-mill a kontrolnej skupine v rýchlosti na C-mill, 10m teste chôdze a testu Up and Go.

#### 6.2.4 Výsledky $H_02$

##### $H_02$

Po celkovej terapii nebude priemerná zmena symetrie chôdze v skupine pacientov používajúcich C-mill lepšia v porovnaní s kontrolnou skupinou.

##### $H_{a2}$

Po celkovej terapii bude priemerná zmena symetrie chôdze v skupine pacientov používajúcich C-mill lepšia v porovnaní s kontrolnou skupinou.

**Tabuľka 4** Časopriestorové charakteristiky

Parameter	C-mill ( $n = 3$ )		Bez C-mill ( $n = 3$ )		$T$	$p$
	Priemer	SD	Priemer	SD		
SF	2,67	21,36	11,33	21,73	-0,493	0,648
SW	-38,00	49,15	11,67	21,36	-1,605	0,184
SL-L	106,67	64,90	4,67	22,37	2,574	<b>0,062</b>
SL- P	86,33	116,3	62,00	45,92	0,337	0,753
SL-ASS P	7,83	13,41	12,20	21,13	-0,302	0,778
SL-ASS L	4,53	7,85	-0,70	19,78	0,426	0,692
CT- P	0,01	0,32	0,80	1,23	-1,067	0,346
CT-L	-0,06	0,33	0,65	1,15	-1,030	0,361
CT-ASS P	8,03	12,22	-3,83	6,81	1,469	0,216
CT ASS L	0,10	2,07	2,93	3,06	-1,330	0,254

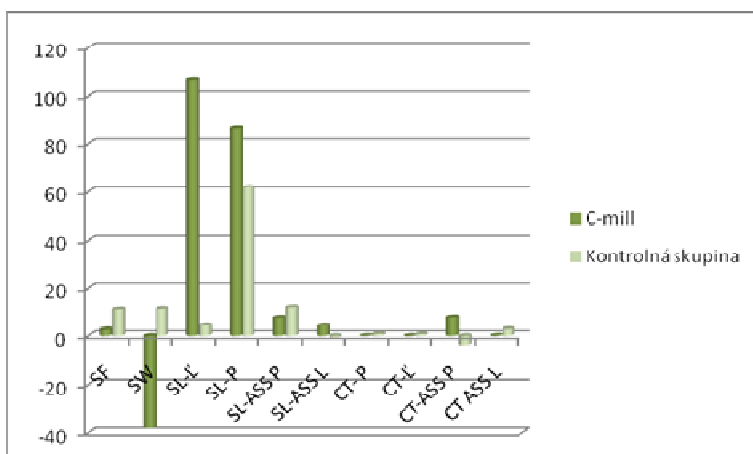
Priemerná zmena časopriestorových charakteristík u pacientov s C-mill a v kontrolnej skupine.

Legenda k tabuľke 4 (SF) kadencia, (SW) šírka kroku, (SL-L, SL-P) dĺžka kroku pre pravú a ľavú dolnú končatinu, (SL-ASS P, SL-ASS L) asymetria kroku pre pravú a ľavú dolnú končatinu, (CT-P, CT-L) doba kontaktu pre pravú a ľavú dolnú končatinu, (CT-ASS P, CT-ASS L) asymetria doby kontaktu pre pravú a ľavú dolnú končatinu.

Dvojvýberovými t-testami neboli preukázané štatisticky významné rozdiely medzi pacientmi používajúcimi C-mill a pacientmi ktorí C-mill nepoužívali,  $p > 0,05$  u všetkých parametrov.  **$H_0$  môžeme potvrdiť.**

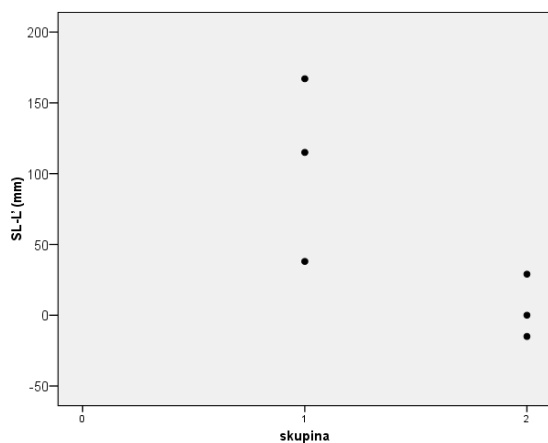
Pri parametri SL-L bola dosiahnutá znížená hodnota štatistickej signifikancie ( $p = 0,062$ ), môžeme konštatovať viditeľný trend. U pacientov používajúcich C mill bolo väčšie zvýšenie dĺžky kroku, v priemere o 106,7 mm. U pacientov ktorí nepoužívali C-mill bolo priemerné zvýšenie dĺžky kroku len o 4,7 mm. Všimnúť si môžeme aj výrazné zúženie kroku u pacientov, ktorí používali C-mill, v priemere o 3,8 cm.

**Obrázok 5** Graf priemernej zmeny parametrov symetrie kroku



Priemerná zmena parametrov symetrie kroku u pacientov s C-mill a u kontrolnej skupiny. Legenda k obrázku 5: (SF) kadencia, (SW) šírka kroku, (SL-L, SL-P) dĺžka kroku pre pravú a ľavú dolnú končatinu, (SL-ASS P, SL-ASS L) asymetria kroku pre pravú a ľavú dolnú končatinu, (CT-P, CT-L) doba kontaktu pre pravú a ľavú dolnú končatinu, (CT-ASS P, CT-ASS L) asymetria doby kontaktu pre pravú a ľavú dolnú končatinu.

**Obrázok 6** Trend predĺženia kroku ľavej DK.



Trend štatistickej významnosti v dĺžke kroku ľavej dolnej končatiny

## 6.2.5 Výsledky $H_03$

### $H_03$

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa neodlišujú v pociťovaní bolesti v operovanej dolnej končatine.

### $H_a3$

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v pociťovaní bolesti v operovanej dolnej končatine.

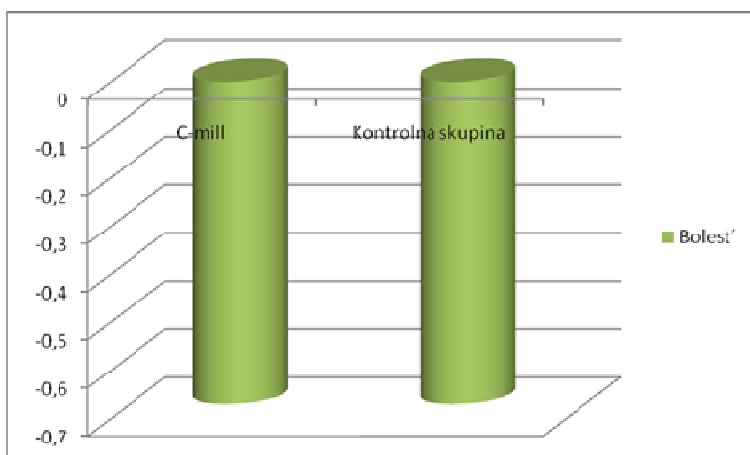
**Tabuľka 5** Bolesť

Parameter	C-mill ( $n = 3$ )		Bez C-mill ( $n = 3$ )		$T$	$p$
	Priemer	SD	Priemer	SD		
Bolesť	-0,67	0,58	-0,67	0,58	0,000	1,000

Priemerná zmena bolesti na Melzackovej škále bolesti u pacientov s C-mill a kontrolnej skupine.

Dvojvýberovým  $t$ -testom nebol preukázaný štatisticky významný rozdiel medzi pacientmi používajúcimi C-mill a pacientmi ktorí C-mill nepoužívali v parametri pociťovaní bolesti. Dokonca, je výsledný priemerný trend zníženia bolesti u oboch skupín rovnaký, a to – 0, 67.  **$H_03$  môžeme potvrdiť.**

**Obrázok 7** Graf priemernej zmeny bolesti



Priemerná zmena bolesti bola u oboch skupín rovnaká.

## 6.2.6 Výsledky H<sub>04</sub>

### H<sub>04</sub>

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa neodlišujú v priemernej bodovej zmene škály Berg balance scale.

### H<sub>a4</sub>

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v priemernej bodovej zmene škály Berg balance scale.

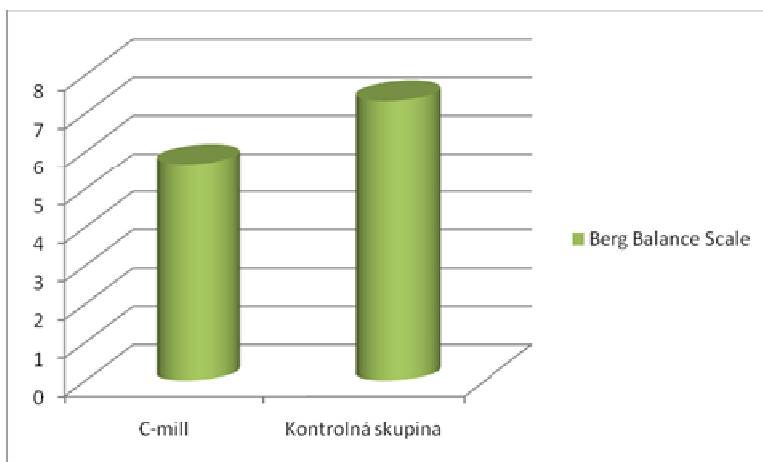
**Tabuľka 6** Berg Balance Scale.

	C-mill (n = 3)		Bez C-mill (n = 3)		T	p
Parameter	Priemer	SD	Priemer	SD		
Berg Balance scale	5,67	0,58	7,33	3,21	-0,884	0,465

Priemerná zmena škály Berg Balance u pacientov s C-mill a v kontrolnej skupine.

Dvojvýberovým *t*-testom nebol preukázaný štatisticky významný rozdiel medzi pacientmi používajúcimi C-mill a pacientmi ktorí C-mill nepoužívali v priemernej zmene počtu bodov škály Berg balance scale (tab. 6). **H<sub>04</sub> môžeme potvrdiť.**

**Obrázok 8** Graf priemernej zmeny škály Berg Balance Scale



Priemerná bodová zmena u pacientov používajúcich C-mill a u kontrolnej skupiny.

**Obrázok 9** Korelácia Berg Balance Scale a Up and Go a 10 m test

Korelace			BB Scale
Spearmanovo $\rho$	rýchlosť	Korelačný koeficient	,470
		Oboustranná signifikance	,347
		N	6
	rozdiel UAG	Korelačný koeficient	<b>-,822</b>
		Oboustranná signifikance	,045
		N	6
	rozdiel 10	Korelačný koeficient	<b>-,853</b>
		Oboustranná signifikance	,031
		N	6

Negatívna korelácia medzi uvedenými veličinami.

Korelačná analýza preukázala štatisticky významnú silnú negatívnu koreláciu medzi Berg Balance škálou a rozdielom výsledkov testov Up and Go ( $r = -0,822$ ,  $p = 0,045$ ) a 10 m testom ( $r = -0,853$ ,  $p = 0,031$ ). Vyššie hodnoty zlepšenia v Berg Balance škále súvisia s menšími rozdielmi v uvedených testoch. Závislosť medzi zmenami v Berg Balance škále a zmenou rýchlosti preukázaná nebola.

### 6.2.7 Výsledky $H_05$

#### $H_05$

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill s neodlišujú v priemernej zmene rozsahu pohyblivosti v SFTR rovine.

#### $H_a5$

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v priemernej zmene rozsahu pohyblivosti v SFTR rovine.

**Tabuľka 7** Zmena v SFTR rovine.

Parameter	C-mill (n = 3)		Bez C-mill (n = 3)		T	p
	Priemer	SD	Priemer	SD		
SFTR- F	3,33	5,77	16,67	5,77	-2,828	<b>0,047</b>
SFTR-E	1,67	2,89	6,67	2,89	-2,121	0,101
SFTR- AB	8,33	5,77	5,00	0,00	1,000	0,423
SFTR-AD	1,67	2,89	3,33	2,89	-0,707	0,519
SFTR-IR	8,33	5,77	1,67	2,89	1,789	0,148
SFTR-ER	6,67	2,89	6,67	2,89	0,000	1,000

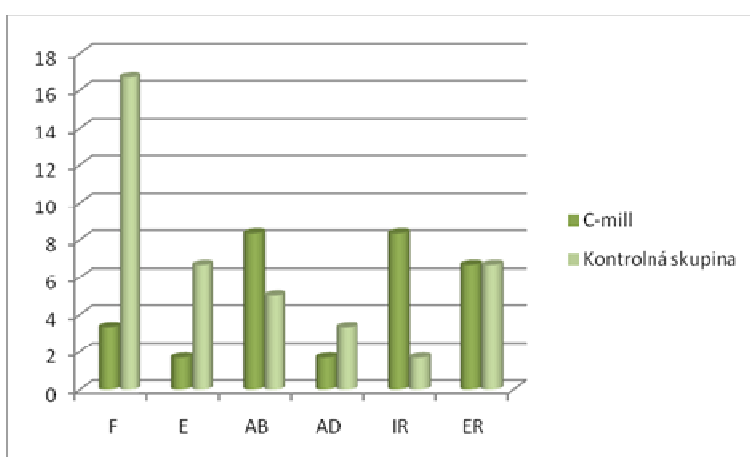
Priemerná zmena ROM v SFTR rovine u pacientov s C-mill a v kontrolnej skupine.

Legenda k tabuľke 7: F- flexia, E- extenzia, AB- abdukcia, AD- addukcia, IR- intrarotácia/ vnútorná rotácia, ER- extrarotácia/ vonkajšia rotácia.

Dvojvýberovým t-testom bol preukázaný štatisticky významný výsledok v zmene rozsahu pohyblivosti SFTR– F. U dvoch pacientov, ktorí nepoužívali C-mill sa rozsah pohyblivosti zväčšil o 20°, u jedného o 10°. V skupine pacientov, ktorí C-mill používali, došlo k zväčšeniu rozsahu len u jedného pacienta o 10°, u dvoch pacientov k zlepšeniu nedošlo, p = 0,047. V ostatných parametroch štatisticky významné rozdiely preukázané neboli (tab.7).

### **H<sub>0</sub>5 môžeme zamietnuť v prospech Ha5.**

**Obrázok 10** Graf priemernej zmeny rozsahu pohyblivosti v SFTR rovine.



Priemerná zmena rozsahu pohyblivosti v SFTR rovine v postihnutom segmente- pravom bedrovom kĺbe. Legenda k obrázku 10: F- flexia, E- extenzia, AB- abdukcia, AD- addukcia, IR- intrarotácia/ vnútorná rotácia, ER- extrarotácia/ vonkajšia rotácia.

## 6.2.8 Výsledky H<sub>06</sub>

### H<sub>06</sub>

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa neodlišujú v priemernej zmene svalovej sily.

### H<sub>a6</sub>

Pacienti používajúci C-mill a pacienti nepoužívajúci C-mill sa odlišujú v priemernej zmene svalovej sily.

**Tabuľka 8** Priemerná zmena svalovej sily

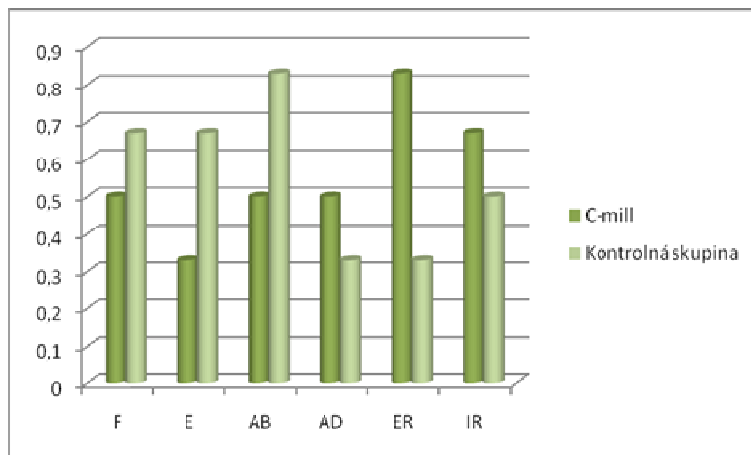
Parameter	C-mill (n = 3)		Bez C-mill (n = 3)		<i>T</i>		<i>p</i>	
	Priemer	SD	Priemer	SD				
SS-F	0,50	0,00	0,67	0,29	-1,000		0,423	
SS-E	0,33	0,29	0,67	0,29	-1,414		0,230	
SS-AB	0,50	0,00	0,83	0,29	-2,000		0,184	
SS-AD	0,50	0,50	0,33	0,29	0,500		0,643	
SS-ER	0,83	0,29	0,33	0,29	2,121		0,101	
SS-IR	0,67	0,29	0,50	0,00	1,000		0,423	

Priemerná zmena svalovej sily u pacientov s C-mill a v kontrolnej skupine. Legenda k tabuľke 8: F- flexia, E- extenzia, AB- abdukcia, AD- addukcia, IR- intrarotácia/ vnútorná rotácia, ER- extrarotácia/ vonkajšia rotácia.

Dvojvýberovými t-testami neboli preukázané štatisticky významné rozdiely medzi pacientmi používajúcimi C-mill a pacientmi, ktorí C-mill nepoužívali,  $p > 0,05$  vo všetkých parametroch. Svalová sila sa zlepšila v oboch skupinách aspoň v dvoch rovinách minimálne o pol stupňa svalovej sily, čo je veľmi pozitívne. **H<sub>06</sub> môžeme potvrdiť.**



**Obrázok 11** Graf priemernej zmeny svalovej sily



Priemerná zmena svalovej sily u pacientov používajúcich aj C-mill a v kontrolnej skupine.

Legenda k obrázku 11: F- flexia, E- extenzia, AB- abdukcia, AD- addukcia, IR- intrarotácia/ vnútorná rotácia, ER- extrarotácia/ vonkajšia rotácia.

## 8. Diskusia

Cieľom tejto práce bolo zhodnotiť rehabilitáciu funkcie a vplyv na rehabilitáciu prostredníctvom diagnosticko- terapeutického chôdzového trenažéra C-mill u pacientov s fraktúrou proximálneho femuru s pádom v anamnéze. U šiestich probandov rozdelených do dvoch skupín sme pri vstupnom a výstupnom vyšetrení merali, porovnávali a snažili sa štatisticky zhodnotiť časopriestorové charakteristiky namerané pomocou C-mill (priemerná rýchlosť, dĺžka pravého a ľavého kroku, čas kontaktu pravej a ľavej dolnej končatiny s podložkou pri stojnej fáze krokového cyklu, kadenciu, šírku kroku), Berg Balance Scale, dva chôdzové testy (Up and Go a 10 m test), rozsah aktívnej pohyblivosti v SFTR rovine a svalovú silu, hodnotili sme aj bolesť.

Najväčší problém v tejto práci bol zber probandov. Aj keď fraktúrou proximálneho femuru trpí mnoho jedincov, tí mladší vhodní ako probandi neboli, pretože ich fraktúry boli obvykle spojené aj s iným poranením dolných končatín v rámci polytraumy po dopravných nehodách. U tých starších je zas vysoká mortalita. Cummings et al. (2014, s. 767) uvádza, že fraktúrou proximálneho femuru trpí každá šiesta žena bielej rasy, čo by nám síce dávalo možnosť spolupráce s vysokým počtom probandov, ale na strane druhej je táto diagnóza spojená s naozaj vysokou mortalitou a vysokou následnou imobilitou. Dôležitým atribútom je aj neschopnosť spolupráce pacientov pre veľký, niekedy neprekonateľný strach z pádu. Tak ako uvádza Bentler et al. (2009, s. 1290) fraktúry proximálneho femuru sa podieľajú na vysokom percente morbidity, disability, redukování kvality života a nárastu mortality aj rok po fraktúre (až 18%- 33%). Následne sú pacienti nútení (až 56%) využívať opatrovateľskú starostlivosť a nie sú schopní sami ani s doprovodom prísť na meranie- čo bol ďalší dôvod neúčasti niektorých pacientov. Ďalším problémom bola nerovnomernosť funkčnosti pacientov v skupinách. Ako vyplýva aj z výsledkov práce, pacienti v kontrolnej skupine boli na tom priemerne horšie (svalová sila, rozsah pohyblivosti, Berg Balance Scale, chôdzové testy). Toto rozdelenie však vyplývalo z možnosti / nemožnosti pacienta 10 krát sa dostaviť do FNOL na terapiu C-mill. Preto sme sa rozhodli hodnotiť a štatisticky spracovať priemernú zmenu v meraných parametroch a nie namerané priemerné výsledné hodnoty. Na túto skutočnosť a náš postreh bližšie upozorňujeme v závere diskusie.

Priemerný vek probandov sa v našej práci pohyboval v podobnom veku ako v nájdených štúdiách v literatúre. Priemerný vek bol 75 rokov, z toho priemerný vek skupiny C-mill bol 74 rokov a v kontrolnej skupine 76 rokov. Podobný priemerný vek u pacientov

s fraktúrou femuru uvádza aj Cummings (2014, 768s.) ktorý v štúdií nameral priemerný vek 72 rokov, Portegijs (2012, 2342 s.) priemerný vek 77 rokov.

V práci je šesť probandov, z toho štyria mužského pohlavia a dve probandky ženského pohlavia. Z iných prác však vyplýva, že častejšie sú touto fraktúrou postihnuté práve ženy, napríklad Elkström et al. (2009, s. 372) uvádza až 65% žien, Giangregorio et al. (2009, s. 2127) pomer fraktúry u pohlaví hodnotí ako 1:6- 1:12 muži:ženy a Portegijs et al. (2012, s. 2342) uvádza dokonca 75,4% postihnutia žien. Tento fakt pripisujeme malej výskumnej vzorke. Všetci probandi v našej práci mali fraktúru na pravej dolnej končatine, ktorá bola zároveň ich dominantnou dolnou končatinou. Súvislosť s dominanciou sme v žiadnej literatúre nenašli, rovnako ako porovnanie frekvencie fraktúry pravej a ľavej dolnej končatiny.

To, že sa pravidelne v literatúre objavuje frekvencia výskytu petrochanetrických fraktúr okolo 40% (Bentler et al, 2009, s. 1293) a v našej práci je tento výskyt 100% pripisujeme tomu, že sa výskumu zúčastnilo málo probandov.

V práci sme sa nelimitovali využitím jednej rýchlosti, preto aby sme merali zlepšenie symetrie v danej rýchlosti. Z hľadiska veku, kondície probandov by to nebolo korektné, pretože na začiatku boli významné rozdiely v rýchlosti probandov (0,4 až 1,3 km /hod). Ďalším dôvodom prečo sme nechali pacientov vybrať si pohodlnú rýchlosť bola štúdia Giangregoria et al. (2009, s. 2128), kde bolo priamo merané ako zvýšenie rýchlosti, tak prejdená vzdialenosť a podľa van Oojena et al. (2009, s. 35), kde síce uvedené priemerné zmeny rýchlosti nie sú ale je udaná informácia, že probandi boli inštruovaní v každej terapii na C-mill tak, aby šli svojou pohodlnou rýchlosťou, tak aby sa cítili bezpečne.

To či došlo k zvýšeniu rýchlosti u pacientov sme hodnotili pomocou priemernej rýchlosti nameranej na C-mill, 10m testu a Up and Go testu. Výsledky štúdií ukazujú, že výsledok testu Up and Go testu koreluje s výsledkami Berg Balance Scale, rýchlosťou chôdze, Barthelovej indexom ADL, takže môže bezpečne predpovedať, či sa môže pacient bezpečne pohybovať von. Test je rýchly, nepotrebuje žiadnu špeciálnu prípravu (Podsiadlo et al., 1991, ss. 142- 148). Napriek nepreukázaniu žiadnej štatistickej významnosti môžeme konštatovať, že s určitosťou došlo k zvýšeniu rýchlosti. Aj keď nevýznamne, pacienti, ktorí používali aj terapiu na C-mill mali priemernú zmenu rýchlosti vyššiu o 0, 07 km/ hod. V hodnotení 10m testu chôdze sa priemerne zlepšili o 0,66 minúty a pri teste Up and Go bol priemerný nárast u pacientov s C-mill vyšší taktiež o 0,66 minúty. Teda aj keď štatisticky nevýznamne, ale rýchlosť je u pacientov ktorí využívajú k rehabilitácii aj C-mill vyššia.

Na začiatku mali pacienti v kontrolnej skupine priemernú rýchlosť 0,73 km/hod a v skupine C-mill 1 km/hod. Po terapii bola priemerná rýchlosť v skupine C-mill 0,96 km/hod a v skupine C-mill 1,36 km/hod. Naše výsledky môžeme porovnať napríklad s výsledkom štúdie Giangregoria et al. (2009, s. 2128), kde bola výsledná priemerná rýchlosť u pacientov využívajúcich treadmill 1,5 km/hod. Tieto výsledky sú ale ešte pomerne významne vzdialené od priemernej rýchlosti pacientov vyššieho veku. Aj výsledky iných štúdií zaoberajúcich sa zmenou rýchlosti v závislosti na veku sú pomerne odlišné. Elble et al. (1991, ss. 1-5) nameral priemernú hodnotu 3,384 hm/hod v priemernom veku 74,7 roka a Gabell et al. (1984, ss. 662-666) dokonca 4,428 hm/hod u vekovej skupiny 66-84 roka. Čo sa týka 10 metrového testu chôdze, skupina C-mill priemerne zlepšila svoju rýchlosť z 12 sekúnd na 9,66 sekúnd, čo môžeme porovnať s výsledkom štúdie od Persada et al. (2008, s. 1352) kde nameral priemernú rýchlosť pre zdravú populáciu seniorov s priemerným vekom 70 rokov 11 sekúnd. Z výsledkov testu Up and Go podľa štúdie Overgaard et al. (2013, s. 250) vyplýva, že konečná priemerná hodnota testu vyšla v našej práci pre skupinu C-mill lepšie ako v udanej štúdií po rehabilitácii bez C-mill. V štúdií je udaná priemerná hodnota pre priemerný vek 77 rokov 21 sekúnd, v našej práci dosiahli pacienti v skupine C-mill po ukončení merania 13,3 sekúnd.

Čo sa týka symetrie, ani tu nám nevyšli štatisticky významné výsledky. Napriek tomu je viditeľný trend zvýšenia dĺžky kroku ľavej dolnej končatiny u pacientov využívajúcich C-mill. Keďže je tento trend viditeľný môžeme konštatovať, že s určitou došlo k zlepšeniu zaťažovania operovanej pravej dolnej končatiny a skvalitneniu stojnej fázy na pravej dolnej končatine. Taktiež je viditeľné zúženie kroku u všetkých pacientov používajúcich C-mill (priemerne o 3,8 cm), čo teda znamená zúženie opernej bázy, a to, že si je pacient pri chôdzi istejší. Taktiež sa po výstupnom meraní ukázalo, že šírka kroku u skupiny C-mill sa výraznejšie priblížila nameranému priemeru šírky kroku u zdravých seniorov s priemerným vekom 76 rokov v štúdií Werta et al. (2010, s. 782) kde namerali 90 mm. My sme namerali u skupiny C-mill zlepšenie z priemernej hodnoty 156 mm na 136 mm. V kontrolnej skupine sa tento parameter zmenil opačne, a to tak, že sa krok priemerne rozšíril z 147 mm na 158 mm. Určite môžeme počítať so zlepšením symetrie a rýchlosti chôdze aj v reálnom živote, keďže chôdza na chodcovom trenažéri je odlišná od klasickej chôdze, ale namerané hodnoty na trenažéri a hodnoty klasickej chôdze sa u seniorov líšia minimálne. Napríklad kadencia je u klasickej chôdze nameraná len o jeden krok za minútu viac ako na chodiacom páse. Minimálne rozdiely sú aj v charakteristikách ako rýchlosť chôdze, dĺžka kroku, šírka kroku

a iné (Parvataneni et al., 2008, s. 98). Aj keď sú seniori skupina populácie, ktorá potrebuje viac času na adaptáciu, štúdie ukazujú, že adaptácia na chôdzový trenažér a chôdza na ňom nie je pre nich náročná, a teda adaptácia prebehne rýchlo. V štúdií za tri dni neboli namerané štatisticky významné rozdiely v časopriestorových charakteristikách seniorov. Napríklad kadencia klesla za 62,2 na 60,9 krokov/ minútu, šírka kroku 8,7 na 8,8 cm, čas dvojkroku z 0,97 na 0,97 minút a iné (Faude et al., 2012, s. 445). Tieto rozdiely nie sú významné preto predpokladáme, že naše výsledky nebudú skreslené vzhľadom nato, že skupina C-mill bola v závere testovaná po 10tich terapiách- mohli sa lepšie adaptovať na C-mill ako kontrolná skupina, ktorá nestrávila toľko času na C-mill.

Všeobecne je bolesť pre pacientov často veľmi limitujúca a pre psychiku je bolesť príťažou. Taktiež je dlhodobo pociťovaná bolesť značne deprimujúca (Bolesť, 2001, wikipedia). Napriek tomu, paradoxne u pacientov po fraktúre proximálneho femuru nie je bolesť najviac limitujúca (až u 80% pacientov) (Elkström, 2009, s. 371). Aj v našej práci sme zistili, že ani jeden pacient neudal na Melzackovej numerickej škále bolesti pri vstupnom vyšetrení číslo štyri ani päť. Naopak, len dvaja pacienti na začiatku udali číslo tri, traja číslo dva a jeden dokonca jednotku. Na konci merania udali dvaja pacienti v skupine C-mill číslo dva a jeden jednotku, v kontrolnej skupine jeden pacient dvojku a dvaja jednotku.

Štvrtá hypotéza sa týkala hodnotenia zmeny Berg Balance Scale. Priemerná bodová zmena v skupine C-mill bola 5,67 bodu a v kontrolnej skupine 7,33 bodu. To, že sa viac zlepšila kontrolná skupina môže byť dané tým, že na začiatku bol priemerný počet bodov v C-mill skupine 36,6 a v kontrolnej skupine 32,6, čo je o 4 body menej a tak mohlo dôjsť k vyššiemu zlepšeniu. Na konci hodnotenia bol rozdiel v skupinách len dvoch bodov- priaznivejšie pre C-mill skupinu. Zaujímavé je, že vrámci bodového rozdelenia škály na nízke, stredné a vysoké riziko pádu sa všetci pacienti s C-mill skupiny dostali podľa bodov zo stredného rizika ôpádu do nízkeho rizika pádu, zatiaľ čo dvaja pacienti z kontrolnej skupiny ostali aj po celkovej terapii v bodovom rozmedzí stredného rizika pádu a jeden pacient bol už pri vstupnom vyšetrení v nízkom riziku pádu, v ktorom aj ostal. Pomocou korelačnej analýzy sme zistili, že existuje silná negatívna korelácia medzi Berg Balance Scale a výsledkami testov Up and Go a 10 m test. Čím bolo vyššie bodové zlepšenie v Berg Balance Scale, tým bol nižší rozdiel v uvedených chôdzových testoch.

Predposledná hypotéza rozoberá zmenu rozsahu pohyblivosti v postihnutom kĺbe v SFTR rovine. Z výsledkov našej práce vyplýva, že bola signifikantne väčšia flexia

v kontrolnej skupine. Znova môže byť dôvodom to, že pacienti v kontrolnej skupine mali na začiatku merania priemerne menší uhol flexie- 66,6° oproti 90° v skupine s rozdielom 23,4° pre skupinu C-mill. Aj keď priemerná zmena bola vyššia v kontrolnej skupine, pri záverečnom meraní bol rozdiel medzi skupinami len 10° v prospech C-mill skupiny.

Posledná hypotéza našej práce sa týkala priemernej zmeny svalovej sily. Ani v tomto prípade nebola zmena svalovej sily signifikantná. Zaujímavé je to, že v prípade flexie, extenzie a abdukcie sa priemerná svalová sila zvýšila viac v kontrolnej skupine. V prípade addukcie, extrarotácie a intrarotácie viac v skupine C-mill. Tieto výsledky sme nemohli porovnať so štúdiami, pretože tie k meraniu nepoužívali svalový test podľa Jandu, ale presnejšie dynamometrické vyšetrenie, napríklad štúdia ktorú previedol Kubota et al. (2012, ss. 215-2021).

Dôležitou súčasťou práce bola aj klasická terapia, ktorú absolvovali všetci probandi, ako pacienti v skupine C-mill, tak pacienti v kontrolnej skupine. Fyzioterapia má nezastúpiteľné miesto v liečbe pacientov po fraktúre proximálneho femuru, čo dokazuje aj Binder et al. (2004, s. 837) v štúdiu, kde uviedol, že pacienti, ktorí podstúpia rehabilitáciu majú signifikantnejšie lepšie výsledky čo sa týka svalovej sily, rýchlosti chôdze a balancie. Sherrington et al. (2008, s. 2234) uvádza tiež dôležitú informáciu, že cvičenie môže byť prevenciou ďalších pádov u týchto pacientov, a to hlavne vyššia dávka tréningu balancie. Zo štúdie Overgaard et al. (2013, s. 251) vyplýva, že najlepší efekt má rehabilitácia začatá čo najskôr po fraktúre a silový progresívny tréning. Tento tréning obsahovala aj naša cvičebná jednotka. Celkovo bola do cvičebnej jednotky zahrnutá aj rozcvička na začiatku cvičenia, funkčný tréning zameraný na zlepšenie chôdze, nácvik chôdze po schodoch, tréning chôdze vonku na rôznych povrchoch. Zahrnutý bol aj balančný tréning, už spomínaný progresívny silový tréning a strečing. Celkovo jedna cvičebná jednotka trvala približne 45 minút. Pri rehabilitácii boli použité aj pomôcky ako ower- ball, balančné podložky, thera- band, záťažové vrecká s pieskom (2kg). Vplyvom rehabilitácie na pacientov po fraktúre proximálneho femuru sa zaoberajú aj iné štúdie, ktoré vo svojej literárnej review zhrnul Carneiro et al. (2012, s. 177), kde je podľa rôznych autorov dôležitou súčasťou rehabilitácie aj zvyšovanie svalovej sily m. quadriceps femoris. Ďalej by rehabilitácia podľa týchto štúdií mala obsahovať neuromuskulárnu stimuláciu, ktorá pozitívne ovplyvňuje mobilitu pacientov, účinná je aj predĺžená ambulantná rehabilitácia zameraná na zlepšenie svalovej sily, rýchlosti chôdze, balancie a ADL. Taktiež z tejto review vyplýva, že tri štúdie ukazujú veľmi pozitívny vplyv domácej rehabilitácie.

Z nameraných výsledkov vyplýva, že aj keď sa jednotlivé parametre zlepšili, ani po desiatich terapiách alebo bez C-mill sa tieto parametre nerovnajú výsledkom nameraným v uvedených štúdiách u zdravých seniorov. Preto by bolo potrebné v rehabilitácii pokračovať. Tento rozdiel by tiež mohol byť daný priemerným časom rehabilitácie a priemerným časom od vzniku fraktúry. V našej vzorke probandov bol nižší ako uvedený priemerný čas od fraktúry v nájdených štúdiách. Ako sme uviedli v charakteristike probandov, v skupine C-mill, bol priemerný čas od vzniku fraktúry 9,3 mesiaca, v kontrolnej skupine 7,6 mesiaca. V použitých štúdiách je to napríklad 1,5 roka (Portegijs et al., 2012, s. 2342). V iných štúdiách tento údaj, bohužiaľ, chýba.

Využili sme takmer všetky možnosti terapie na C-mill. Symetrizáciu kroku sme realizovali pomocou značiek premietaných na pás „stepping stones“, nácvik variability ale aj nácvik reaktivity chôdze a adaptáciu na okamžitú zmenu prostredia sme trénovali prostredníctvom „adaptability modul“ a v neposlednom rade bola na tréning modifikácie rýchlosti chôdze použitá „walking area“ (Kolářová, 2014, s. -60). Počas merania sme zachytili veľmi pozitívny vplyv biofeedbacku na pacientov používajúcich terapiu aj na C-mill. Pozitívne pacienti vnímali farebné vyznačenie na značkách- „stepping stones“ na páse po správnom došľape, bodové ohodnotenie za správny došľap, obídenie prekážky v imaginárnom lese, na pláži ale aj ukážku ich „butterfly“ po druhej, štvrtej a siedmej terapii (viď Príloha 5). U týchto pacientov sme zachytili zvýšený záujem o terapiu a pozitívnejší prístup k pohybovej aktivite keďže videli zlepšenie aj takouto formou.

Osobitnou a veľmi dôležitou kapitolou je hodnotenie funkcie. Definovať a hodnotiť funkciu, respektíve funkčnú kapacitu je obtiažne pretože je to vlastne práca, ktorá vždy trvá určitú dobu a trvá bez toho, aby sa u pacienta prejavili známky diskomfortu. Funkčná kapacita je daná špecificky pre každého pacienta individuálne- geneticky, predchádzajúcim tréningom a tak ďalej (Gallo, 2011, s. 17). K popisu funkcie, funkčnej kapacity a jej následnej objektivizácii treba z uvedených dôvodov pristupovať individuálne. Je ale predpoklad, že ak došlo u pacientov k zvýšeniu rýchlosti, zvýšeniu svalovej sily, zväčšeniu rozsahu pohyblivosti tak dôjde u všetkých pacientov aj k zlepšeniu funkcie postihnutej dolnej končatiny a k zlepšeniu funkčnej kapacity celkovo. Magaziner (2000, s. 504) poukazuje nato, že ani po dvanástich mesiacoch a dokonca vo veľkom percente ani po dvadsiatichštyroch mesiacoch nie je funkčná kapacita pacientov na premorbídnej úrovni. Podľa neho až 90 % pacientov, ktorí pred fraktúrou boli schopní sami prejsť päť schodov nie sú ani po dvadsiatichštyroch mesiacoch schopní tejto funkcie. Ďalším príkladom zo štúdie je, že vyše 30% pacientov nie

je schopných samostatnej osobnej hygieny. Pacienti tiež nie sú schopní obliecť si ponožky alebo obuť si topánky a vyše 50% ich nie je schopných nasadnúť do auta, alebo vstať bez obtiaží z kresla. Podobné poruchy funkčnej kapacity sme zaznamenali aj u našich probandov, a našťastie, sa niektoré z nich podarilo zlepšiť. Najväčšou zmenou u probanda číslo jeden v skupine C-mill bola schopnosť chôdze vo vonkajšom prostredí bez francúzskych barlí (predtým dve francúzske barle), a tiež možnosť cestovať autobusom. U probanda číslo dva v skupine C-mill sa zvýšila výdrž. Pacient udal, že pred meraním zvládol prejsť s dvoma francúzskymi barlami približne 500 metrov. Pri poslednom meraní už zvládol prejsť s dvoma francúzskymi barlami do obchodu vzdialeného približne 300 m a nakúpiť si. Navyše, po terapii zvládol prejsť domov na druhé poschodie pešo bez výťahu. U posledného probanda v skupine C-mill došlo, podľa jeho slov, k výrazne lepšej mobilite vrámci bytu, možnosti upratania základných vecí (umytie riadu, utretie prachu, a tak ďalej) bez nutnosti dlhšej prestávky na oddych a taktiež došlo k zlepšeniu mobility vo vonkajšom prostredí. V kontrolnej skupine neboli zmeny tak markantné. To však môže byť výsledok toho, že títo pacienti boli pred terapiou viac- menej mobilní len vrámci domova. Taktiež ich priemerný vek bol o 2 roky vyšší ako v skupine C-mill. Pacient číslo jeden v kontrolnej skupine udal, zlepšenie mobility vrámci domova a že sa dokáže otočiť a predmetom bez pridržavania sa nábytku. Druhý pacient v kontrolnej skupine po terapii už zvládol chôdzu hore a dole schodmi, taktiež udal, že sa nebojí vyjsť s doprovodom von z domu. Posledný pacient prestal v domácom prostredí používať barle a udal vyššiu výdrž pri chôdzi, ktorú však sám nevedel kvantifikovať. Keďže každý človek je jedinečný a do procesu rehabilitácie vstupuje s iným funkčným deficitom, v inej kondícii a s inou motorickou inteligenciou nemožno s určitosťou ohodnotiť, v ktorej skupine došlo k výraznejším funkčným zmenám.

Spolu s výsledkami Berg Balance Scale, kde sme uviedli, že všetci probandi v skupine C-mill skončili s bodovým ohodnotením v nízkom riziku pádu, spolu so zúžením kroku sme predpokladali, že pacienti nám pri výstupnom vyšetrení sami uvedú, že sa im chodí lepšie a ľahšie a že sú si pri chôdzi v teréne istejší. Náš predpoklad bol správny a všetci pacienti udali výrazné zlepšenie v zmysle zníženia strachu z pádu, väčšiu istotu pri chôdzi a lepšiu výdrž. To, že sa všetci pacienti v C-mill skupine na začiatku merania na C-mill držali madiel a na konci merania sa nedržal ani jeden, pripisujeme vyvinutej adaptácii na trenažér. Napríklad Wass et al. (2004, ss. 76-77) uvádza, že u starších pacientov dochádza k adaptácii a nadobudnutiu istoty pri chôdzi pacienta na treadmill po približne 14 minútach chôdze. Táto istota je daná práve pustením sa madiel. Iná autorka, Lavcanská et al. (2005, ss. 544- 557)



zistila pomerne iné časové rozmedzie. Probandi sa pustili madiel do štyroch minút a väčšina z nich dokonca do 30 sekúnd. U našich probandov sme badali pustenie sa u dvoch probandov v priebehu prvej terapie približne v polovici (terapia trvala 15 minút) a u jedného počas druhej terapie v piatej minúte. V kontrolnej skupine sa pri vstupnom aj výstupnom meraní držali madiel všetci traja probandi. Po skúsenosti s vedením terapie na C-mill dlhšiu dobu je podľa nás okrem výhod, ktoré boli popísané v teoretickej časti, nesporne najväčšou výhodou biofeedback, ktorý je možno aplikovať v terapii, ale aj po nej, a to prostredníctvom „butterfly“ obrázku, ktorým môže pacient sám vidieť svoj progres v terapii. Nevýhoda terapie s jedným terapeutom je v nemožnosti, respektíve v sťaženej možnosti manuálnej korekcie kroku a pohybu pacienta (ako je to možné napríklad u Lokomatu). Pre nutnosť obsluhy programu na počítači. Zlepšenie časopriestorových charakteristík nie je zárukou aj zlepšenia kvality chôdze. Z hľadiska diagnostiky, ako nevýhodu vidíme tiež to, že výsledky dodané reportom (viď Príloha 5) podľa nás validne neodrážajú funkčnosť a funkčnú kapacitu dolných končatín u pacienta. Hodnotia kvantitu a nie kvalitu, aj keď, napríklad z niektorých parametrov sa dá usúdiť zlepšenie určitých kvalít (napríklad predĺženie kroku ľavej dolnej končatiny znamená predĺženie stojnej fázy operovanej pravej dolnej končatiny). Práve kvalita je pre pacienta smerodajná a dôležitá.

Taktiež sme postrehli negatívnu informáciu mimo zisťovania práce, ktorú pre dôležitosť pokladáme za nutné uviesť. Pacientom, ktorým bola indikovaná kúpeľná liečba, alebo niekoľkotýždňový pobyt v akomkoľvek rehabilitačnom zariadení a nie sú schopní dochádzania na ambulantnú rehabilitačnú terapiu samostatne, nie je možné absolvovať ďalšiu rehabilitáciu. Ak nemajú rodinného príslušníka, alebo známeho, ktorý by týchto pacientov pravidelne vozil, alebo sprevádzal na ambulantnú rehabilitáciu tak nerehabilitujú. Nejde o pacientov, ktorí by boli úplne imobilní, alebo kognitívne neschopní, ale o pacientov, ktorí po fraktúre proximálneho femuru pociťujú výrazný strach z ďalšieho pádu.

Po zhodnotení výsledkov tejto práce a detailnejším oboznámením sa s problematikou fraktúr proximálneho femuru by sme chceli do budúcnosti odporučiť podobnú prácu, ktorá by ale kvôli počtu probandov musela byť dlhodobejšieho charakteru a s vyšším počtom probandov. Tiež by bolo presnejšie a výhodnejšie meranie spojiť s elektromyografickým vyšetrením, alebo spojenie s kinematickou analýzou, ktorú sme videli použitú vo viacerých štúdiách.

## Záver

Fraktúry proximálneho femuru sú neodlučiteľnou súčasťou traumatologickej medicíny a ako sme uviedli v teoretickej časti, pri ich liečbe je fyzioterapeut a správna pohybová aktivita veľmi potrebná.

Táto práca sa zaoberala funkčnou rehabilitáciou proximálneho femuru u pacientov vyššieho veku s pozitívnym pádom v anamnéze. Skúmali sme zmeny niektorých časopriestorových charakteristík chôdze a ich vývoj u pacientov s klasickou- konvenčnou terapiou a pacientov, ktorí mali túto terapiu obohatenú o C-mill. Okrem týchto časopriestorových charakteristík sme merali a hodnotili aj bolesť, rozsahy pohyblivosti, svalovú silu, chôdzové testy a iné. Snažili sme sa nájsť výhody a nevýhody rehabilitácie pomocou chôdzového trenažéra C-mill a jeho vplyv na efekt rehabilitácie. To, že nám v práci štatisticky nevyšlo nič signifikantne významné pripisujeme tomu, že sme mali málo probandov.

Najvýznamnejším výsledkom je to, že u pacientov používajúcich C-mill je viditeľný trend v zmysle zúženia opernej bázy pri chôdzi, a teda vyššej istote pacientov. Ďalej je to viditeľný trend predĺženia kroku na neopreovanej dolnej končatine a tým vlastne lepšie a dlhšie zaťažovanie operovanej dolnej končatiny- kvalitnejšia stojná fáza operovanej dolnej končatiny. Funkčnosť je síce zle merateľná, ale došlo k výraznému zlepšeniu funkčnosti pacientov, čo je detailnejšie popísané v diskusii. Tiež došlo k zníženiu strachu z pádu. Pozoruhodné boli výsledné informácie o presune pacientov, ktorí okrem konvenčnej terapie používali aj diagnosticko- terapeutický treadmill- C-mill v Berg Balance Scale zo stredného rizika pádu do nízkeho rizika pádu.

Pozorovali sme veľkú výhodu biofeedbacku pri terapii C-mill. Tento biofeedback stimuloval pacientov a motivoval ich k väčšiemu snaženiu sa a pozitívnejšiemu prístupu.

## 9. Referenčný zoznam

ALTON, F., L. BALDEY, S. CAPLAN a M.C. MORRISSEY. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* [online]. 1998. ss. 434-440 [cit. 2015-05-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398000126>

ATALLAH, L, A WIIK, B LO, J P COBB, A A AMIS a G-Z YANG. 2014. Gait asymmetry detection in older adults using a light ear-worn sensor. *Physiological Measurement* [online]. 2014. ss. 29-40 [cit. 2015-02-03]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/35/i=5/a=N29?key=crossref.7c99ef0f540b39d570c69e35bf7bac4f>

BAKER, PA., OM. EVANS a C. LEE. 1991. Treadmill gait retraining following fractured neck-of-femur. *Treadmill gait retraining following fractured neck-of-femur* [online]. 1991. ss. 649- 652 [cit. 2015-02-19]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1859259>

BARTONÍČEK, J., E. VLČEK, S. CAPLAN a M.C. MORRISSEY. 2001. Femoral neck fracture - the cause of death of Emperor Charles IV. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* [online]. 2001. ss. 353-354 [cit. 2015-05-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398000126>

BARTONÍČEK, J., DOUŠA, P., JEHLIČKA, D. 2001. Historie nitrodřeňového hřebování proximálního femuru. *Acta Chir orthop Traum čech*, 2001, 68, ss. 59-62. ISSN 0001-5415

BARTONÍČEK, J., DOUŠA, P., SKÁLA-ROSENBAUM, J., KOŠŤÁL, R. 2002. Trochanterické zlomeniny. *Úraz Chirurgie*, 2002, 10, ss. 13-24. ISSN 1211-7080

BARTONÍČEK, J. 2001. Pauwels' Classification of Femoral Neck Fractures: Correct Interpretation of the Original. *Journal of Orthop Trauma*, 2001, 15, pp. 358-360. ISSN: 1531-2291

BASTLOVÁ, P. 2013. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2013, 137 s. ISBN 978-802-4440-309.

BAUER, Ch, RIETSCH, Ch. GRÖGER, I. GAßMANN, I. 2009. *Mobilität und Sicherheit im Alter (MoSi), ein neues Trainingsprogramm zur Verbesserung der Mobilität und Gangsicherheit bei Senioren*. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* [online]. 2009. ss. 360-364 [cit. 2015-02-19]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00391-008-0011-7>

BENTLER, S. E., L. LIU, M. OBRIZAN, E. A. COOK, K. B. WRIGHT, J. F. GEWEKE, E. A. CHRISCHILLES, C. E. PAVLIK, R. B. WALLACE, R. L. OHSFELDT, M. P. JONES, G. E. ROSENTHAL a F. D. WOLINSKY. 2009. *The Aftermath of Hip Fracture: Discharge Placement, Functional Status Change, and Mortality*. *American Journal of Epidemiology* [online]. 2009. ss. 1290-1299 [cit. 2015-02-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://aje.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/aje/kwp266>

BERNACIKOVÁ, M., KALICHOVÁ M., BERÁNKOVÁ L. 2010. *Základy sportovní kineziologie* [online]. *Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity*, 2010. [cit. 2.11.2014]. Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/chuze.html>

BINDER, E. F., BROWN, M., SINACORE, D.R., STEGER-MAY, K. 2004. *Effects of extended outpatient rehabilitation after hip fracture: a randomized controlled trial*. *JAMA* [online]. 2004. ss. 353-354 [cit. 2015-05-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398000126>

BRUN, D., M. J. LAFFERTY, A. MCKEON, B. GOODE, Ch. MULHAUSEN, P. POLK, J. CAULEY, D. BLACK a T. M. VOGT. 1991. INVARIANT CHARACTERISTICS OF GAIT INITIATION. 1991. American Journal of Physical Medicine [online]. 1991. ss. 206-212 [cit. 2015-05-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398000126>

Bolest. 2001. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2015-03-26]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Bolest#Bolest\\_v\\_literatu.C5.99e](http://cs.wikipedia.org/wiki/Bolest#Bolest_v_literatu.C5.99e)

CUMMINGS, S. R., M. C. NEVITT, W. S. BROWNER, K. STONE, K. M. FOX, K. E. ENSRUD, J. CAULEY, D. BLACK a T. M. VOGT. 1995. Risk Factors for Hip Fracture in White Women. New England Journal of Medicine [online]. 1995. ss. 767-774 [cit. 2015-02-15]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398000126>

DUNGL, P. 2005. Ortopedie. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.

CARNEIRO, Mariana Barquet, Débora Pinheiro Lédio ALVES a Marcelo Tomanik MERCADANTE. 2013. Fisioterapia no pós-operatório de fratura proximal do fêmur em idosos: Revisão da literatura. Acta Ortopédica Brasileira [online]. 2013. ss. 175-178 [cit. 2014-11-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext)

DAMIANO, Diane L., Tracy NORMAN, Christopher J. STANLEY a Hyung-Soon PARK. 2011. Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. Gait [online]. 2011. s. 260-264 [cit. 2015-02-19]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636211001639>

DOUBKOVÁ, A., LINC, R. 2006. Anatomie pro bakalársky studijný program Fyzioterapie I. Díl. Karolínium: 2006. 77- 78, 85-86 s. ISBN 80- 246- 1302- 6

DYLEVSKÝ, I. 2009. Kineziologie- Základy strukturálnej kineziológie. Triton: 2009. 199 s. ISBN 978- 80- 7387- 324- 0

DYLEVSKÝ, I. 2007. Obecná kineziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

DŽUPA, V., BARTONÍČEK, J., SKÁLA-ROSENBAUM, J. 1999. Rozbor souboru pacientů léčených v roce 1997 pro zlomeninu proximálního femuru - základní analýza souboru. Acta Chir orthop Traum čech, 1999, 66 s. 235-239. ISSN 0001-5415

DŽUPA, V., BARTONÍČEK, J. 1999. Rozbor souboru pacientů léčených v roce 1997 pro zlomeninu proximálního femuru - ekonomické aspekty léčení. Acta Chir orthop Traum čech, 1999, 66, s. 277-279. ISSN 0001-5415

EKSTRÖM, Wilhelmina, Gunnar NÉMETH, Eva SAMNEGÅRD, Nils DALEN a Jan TIDERMARK. 2009. Quality of life after a subtrochanteric fracture. Injury [online]. 2009. ss. 371-376 [cit. 2015-01-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0020138308004518>

ELBLE, R. J., S. Sienko THOMAS, C. HIGGINS a J. COLLIVER. 1991. Stride-dependent changes in gait of older people. Journal of Neurology [online]. 1991. ss. 1-5. [cit. 2015-03-28]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00319700>

ELBLE, Rodger J., Charles MOODY, Keith LEFFLER a Raj SINHA. 1994. The initiation of normal walking. *Movement Disorders* [online]. 1994. ss. 139-146 [cit. 2014-11-12]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mds.870090203>

FAUDE, Oliver, Lars DONATH, Ralf ROTH, Livia FRICKER a Lukas ZAHNER. 2012. Reliability of gait parameters during treadmill walking in community-dwelling healthy seniors. *Gait* [online]. 2012. ss. 444-448 [cit. 2015-04-29]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22555061>

GABELL, A., U.S.L. NAYAK, C. HIGGINS a J. COLLIVER. 1984. The Effect of Age on Variability in Gait. *Journal of Gerontology* [online]. 1984. ss. 662-666 [cit. 2015-03-28]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://geronj.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/geronj/39.6.662>

GAGE, J. R. 1991. *Gait analysis in cerebral palsy*. London: MacKeith, 1991. ISBN 978-052-1412-773.

GALLO, Jiří. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 2011. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 211 s. ISBN 978-802-4424-866.

GIANGREGORIO, L. M., Webber, C. E., Phillips, S. M., Hicks, A. L., Craven, B., Bugaresti, J. M., & McCartney, N. 2006. Can body weight supported treadmill training increase bone mass and reverse muscle atrophy in individuals with chronic incomplete spinal cord injury?[online]. *Applied Physiology, Nutrition & Metabolism*. 2006. ss. 283-291.[cit.23.11.]. ISSN 02680033. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16770357>

HANDOLL, Helen HG, Catherine SHERRINGTON a Catherine SHERRINGTON. 1996. Mobilisation strategies after hip fracture surgery in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. Chichester, UK: John Wiley, 1996. ss. 1767-1773 [cit. 2015-05-03]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD001704.pub3>

HESSE S., Werner C, Seibel H, von Frankenberg S, Kappel E-M, Kirker S, Käding M. 2003. Treadmill training with partial body-weight support after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial [online]. Arch Phys Med Rehabil 2003. Ss. 39- 43. [cit.23.11.] ISSN 02680033. Dostupné na: <http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/00039993/PIIS0003999303004349.pdf>

HOUDIJK, H., M. W. VAN OOIJEN, J. J. KRAAL, H. O. WIGGERTS, W. POLOMSKI, T. W. J. JANSSEN a M. ROERDINK. 2012. Assessing Gait Adaptability in People With a Unilateral Amputation on an Instrumented Treadmill With a Projected Visual Context. Physical Therapy [online]. Chichester, UK: John Wiley, 2012. ss. 1452-1460 [cit. 2014-11-19]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20110362>

HOZA, Petr, et al. 2008. Zlomeniny proximálního femuru a jejich řešení. Med. Pro Praxi [online]. 2008. ss. 393–397. Dostupné z <http://www.solen.cz/pdfs/med/2008/10/12.pdf>. ISSN 1803-5310.

HROMÁDKOVÁ, J. 1999. Fyzioterapie. 1. vyd. Jinočany: H, 1999, 428 s. ISBN 80-860-2245-5.

IVANOVA, Natalja, Herje AIBAST, Helena GAPEYEVA, Tatjana KUMS, Aare MÄRTSON a Mati PÄÄSUKE. 2012. Changes in hip muscle strength after proximal femoral fracture in elderly women. Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis [online]. 2012. ss. 80-330 [cit. 2015-02-06]. ISSN 02680033. Dostupné na: <http://ojs.utlib.ee/index.php/AKUT/article/view/akut.2011.17.06>

JANÍKOVÁ, D. 1998. Fyzioterapia: Funkčná diagnostika lokomočného systému. 1. Vyd.. Martin: Vydavateľstvo Osveta, 1998. ISBN 80- 8063- 015- 1



JANDA, V. 2004. Svalové funkční testy: kniha obsahuje 401 obrázků a 65 tabulek. Vyd. 1. Praha: Grada, 2004, 325 s. ISBN 80-247-0722-5.

KITTAR, O. 2011. Lékařská fyziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.

KIRTLEY, Christopher a Judith M BURNFIELD. 2005. Clinical gait analysis: theory and practice. 1. vyd. New York: Elsevier, 2005, 316 s. ISBN 04-431-0009-8.

KOCIOVÁ, Kamila, Miriam IŠTOŇOVÁ a Wioletta MIKULÁKOVÁ. 2008. Záznamník klinickej praxe II. 1. vyd. Prešov: Univerzitná knižnica Prešovskej univerzity v Prešove, 2008. 125s. ISBN 978-80-8068-739-7.

KOLÁŘ, P. 2009. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. Prístrojové vyšetrovacie metódy k hodnoteniu pohybu v klinickej praxi. 1. vyd. Olomouc: Ústav fyzioterapie Fakulty zdravotníckých ved UP v Olomouci, 2012. ISBN 978- 80- 260- 1645- 8

KOLÁŘOVÁ, B. 2014. Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 138 s. ISBN 978-80-244-4266-2.

KUBOTA, Masafumi, Kenzo UCHIDA, Yasuo KOKUBO, Seiichiro SHIMADA, Hideaki MATSUO, Takafumi YAYAMA, Tsuyoshi MIYAZAKI, Naoto TAKEURA, Ai YOSHIDA a Hisatoshi BABA. 2012. Changes in Gait Pattern and Hip Muscle Strength After Open

Reduction and Internal Fixation of Acetabular Fracture. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2012. ss. 2015-2021 [cit. 2015-02-15]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999312000809>

LABUDOVÁ, Jela, Marie KYPRALOVÁ a Ján JÁNOŠDEÁK. 1988. Teória a didaktika telesnej výchovy oslabených. Vyd. 2. Bratislava: Slovenské pedagogické nakladateľstvo v Bratislave, 1988, 428 s. ISBN 067- 071- 88 TAD.

LAMB, Sarah E., Jacqueline A. OLDHAM, Rhian E. MORSE, John Grimley EVANS, Kevin E. YARASHESKI a Kenneth B. SCHECHTMAN. 2002. Neuromuscular stimulation of the quadriceps muscle after hip fracture: A randomized controlled trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2002. s. 1087-1092 [cit. 2014-11-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12161829>

LÁNIK, V., 1990. Kineziológia, 1. vydanie. Osveta, 1990, 242 s. ISBN 80- 217- 0136- 6

LAVCANSKA, V., Nicholas F. Taylor, Anthony G. Schache. 2005. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults [online], Human Movement Science. 2005. ss. 544-557, [cit.23.11.] ISSN 0167-9457. Online dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945705000643>

LIU, Ming, Zhiming YANG, Fuxing PEI, Fuguo HUANG, Shiqiang CHEN a Zhou XIANG. 2010. A meta-analysis of the Gamma nail and dynamic hip screw in treating peritrochanteric fractures: Revisão da literatura. International Orthopaedics [online]. 2010, ss. 323-328 [cit. 2014-11-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00264-009-0783-4>

MAGAZINER, J., W. HAWKES, J. R. HEBEL, S. I. ZIMMERMAN, K. M. FOX, M. DOLAN, G. FELSENTHAL, J. KENZORA a Sarianna SIPILÄ. 2000. Recovery From Hip

Fracture in Eight Areas of Function: physical activity and rehabilitation program among community-dwelling hip fracture patients. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2000. ss. 498-507 [cit. 2015-04-29]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10995047>

MARCHIETTI P, Binazzi R, Vaccari V, Girolami M, Morici F, Impallomeni C, Commessatti M, Silvello L. 2005. Long-term results with cementless Fitek (or Fitmore) cups. *J Arthroplasty*. 2005 [online]. [cit.23.11.] ISSN 02680033. Online dostupné na: [http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/harris\\_hip\\_score.html](http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/harris_hip_score.html)

MAZAHERI, Masood, Melvyn ROERDINK, Robert Jan BOOD, Jacques DUYSSENS, Peter J. BEEK a C. (Lieke) E. PEPPER. 2014. Attentional costs of visually guided walking: Effects of age, executive function and stepping-task demands. *Gait* [online]. 2014. ss. 182-186 [cit. 2015-01-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636214002781>

MENDELSON, Marissa E., Tom J. OVEREND, Denise M. CONNELLY, Robert J. PETRELLA, Shiqiang CHEN a Zhou XIANG. 2008. Improvement in Aerobic Fitness During Rehabilitation After Hip Fracture: Revisão da literatura. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2008. ss. 609-617 [cit. 2014-11-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999307018424>

MICKELBOROUGH, J., M.L. VAN DER LINDEN, R.C. TALLIS a A.R. ENNOS. 2004. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait* [online]. 2004. ss. 50-57 [cit. 2014-11-12]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620300016X>

MIRELMAN, Anat, Lynn ROCHESTER, Miriam REELICK, Freek NIEUWHOF, Elisa PELOSIN, Giovanni ABBRUZZESE, Kim DOCKX, Alice NIEUWBOER a Jeffrey M

HAUSDORFF. 2013. V-TIME: a treadmill training program augmented by virtual reality to decrease fall risk in older adults. BMC Neurology [online]. 2013. ss. 25- [cit. 2014-03-07]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2377/13/15>

MURTHY, Ed. Stanley Hoppenfeld; Vasantha L. 2000. Treatment and rehabilitation of fractures. Philadelphia [u.a.]: Lippincott Williams, 2000. ISBN 07-817-2197-0.

NEUMANN, Donald A. 2010. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. Journal of Orthopaedic [online]. 2010. ss. 82-94 [cit. 2014-02-25]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2010.3025>

OBERG, T; KARSZNIA, A. 1993. Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. Journal of Rehabilitation Research & Development. 1993. ss. 210-223. ISSN: 074877. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8035350>

ODDSSON, Lars IE, Robin KARLSSON, Janusz KONRAD, Steve R WILLIAMS a Erika ZEMKOVA. 2006. A rehabilitation tool for functional balance using altered gravity and virtual reality. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [online]. 2006. ss. 39- 43 [cit. 2014-03-07]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/25>

OVERGAARD, Jan, A WIJK, B LO, J P COBB, A A AMIS a G-Z YANG. 2013. Feasibility of progressive strength training shortly after hip fracture surgery. World Journal of Orthopedics [online]. 2013. ss. 248- [cit. 2015-02-03]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.wjgnet.com/2218-5836/full/v4/i4/248.htm>

PARVATANENI, Krishnaji, Leone PLOEG, Sandra J. OLNEY a Brenda BROUWER. 2009. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. Clinical Biomechanics [online]. 2009. ss. 95-100 [cit. 2015-02-19]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003308002350>

PERRY, J. 1992. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. SLACK: 1992. 556 s. ISBN 978-1-55642-192-1

PODSIADLO, D a S RICHARDSON. 1991. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc [online]. 1991. ss. 142- 148 [cit. 2014-11-20]. ISSN 02680033. Dostupné z: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Podsiadlo%20D\[Author\]&cauthor=true&cauthor\\_uid=1991946](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Podsiadlo%20D[Author]&cauthor=true&cauthor_uid=1991946)

POKORNÝ, Vladimír. 2002. Traumatologie. 1. vyd. Praha: Triton, 2002, 307 s. ISBN 80-725-4277-X.

POLCYN, Amy F., Lewis A. LIPSITZ, D. Casey KERRIGAN a James J. COLLINS. 1998. Age-related changes in the initiation of gait: Degradation of central mechanisms for momentum generation. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 1998. ss. 1582-1589. [cit. 2014-11-12]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999398904257>

PORTEGIJS, Erja, Johanna EDGREN, Anu SALPAKOSKI, Mauri KALLINEN, Taina RANTANEN, Markku ALEN, Ilkka KIVIRANTA, Sanna SIHVONEN a Sarianna SIPILÄ. 2012. Balance Confidence Was Associated With Mobility and Balance Performance in Older People With Fall-Related Hip Fracture: A Cross-Sectional Study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2012. ss. 2340-2346 [cit. 2015-02-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999312004017>

PORTEGIJS, Erja, Sarianna SIPILÄ, Taina RANTANEN a Sarah E. LAMB. 2008. Leg Extension Power Deficit and Mobility Limitation in Women Recovering from Hip Fracture: Revisão da literatura. American Journal of Physical Medicine [online]. 2008. ss. 363-370 [cit.

2014-11-18]. ISSN 02680033. Dostupné z:

<http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>

PRINCE, François, Hélène CORRIVEAU, Réjean HÉBERT, David A. WINTER, Chris MULHAUSEN a Pamela POLK. 1997. Gait in the elderly. Gait [online]. 1997. ss. 128-135 [cit. 2014-11-12]. ISSN 02680033. Dostupné z:

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636297011181>

PERSAD, C. C., J. L. JONES, J. A. ASHTON-MILLER, N. B. ALEXANDER a B.

GIORDANI. Executive Function and Gait in Older Adults With Cognitive Impairment. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences [online]. 2008. ss. 1350-1355 [cit. 2015-03-29]. ISSN 02680033. Dostupné na:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19126848>

PERRY, Jacquelin a Judith M BURNFIELD. 2010 Gait analysis: normal and pathological function. 2. vyd. Thorofare, NJ: SLACK, 2010, 551 ss. ISBN 15-564-2766-2.

ROERDING, M., Honorable mention for research in posture and gait. [online], Amsterdam university, 2012. [cit.23.11.]. Online dostupné na: <http://www.fbw.vu.nl/en/news-agenda/news-archive/2012/honorable-mention-for-research-in-posture-and-gait.asp>

ROSE, Jessica a James Gibson GAMBLE. 2006. Human walking. 3 vyd. Philadelphia: Lippincott Williams, 2006, 234 ss. ISBN 07-817-5954-4.

ROSENBAUM, Dieter, Felipe MACRI, Fernando Silva LUPSELO, Osvaldo Cristiano PREIS, Kevin E. YARASHESKI a Kenneth B. SCHECHTMAN. 2014. Gait and function as tools for the assessment of fracture repair- The role of movement analysis for the assessment of fracture healing: A randomized controlled trial. Injury [online]. 2014. ss. 39-S43 [cit. 2014-11-18]. ISSN 02680033. Dostupné na:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Gait+and+function+as+tools+for+the+assessment+of+fracture+repair%E2%80%94The+role+of+movement+analysis+for+the+assessment+of+fracture+healing%3A+A+randomized+controlled+trial>

SATO, Y, M INOSE, I HIGUCHI, F HIGUCHI a I KONDO. 2002. Changes in the supporting muscles of the fractured hip in elderly women. Bone [online]. 2002. ss. 325-330 [cit. 2015-02-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11792605>

SHERINGTON, Catherine, Julie C. Whitney, Stephen R. Lord, Robert D. Herbert, Robert G. Cumming, and Jacqueline C. T. Close. 2008. Effective Exercise for the Prevention of Falls: A Systematic Review and Meta-Analysis [online]. Journal Of The American Geriatrics Society. 2008. ss. 2234-2243. [cit.23.11.2014]. ISSN 02680033Dostupné online na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19093923>

TURNER, Charles H. 2005. The biomechanics of hip fracture. The Lancet [online]. 2005. s. 98-99 [cit. 2015-02-23]. ISSN 02680033 Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673605668420>

TROJAN, Stanislav. 2009. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka: základy strukturální kineziologie. 3. vyd. Praha: Grada, 2009, 235 s. ISBN 80- 247- 1296- 2.

VAN OOIJEN, Mariëlle W, Melvyn ROERDINK, Marga TREKOP, Jan VISSCHEDIJK, Thomas W JANSSEN a Peter J BEEK. 2013. Functional gait rehabilitation in elderly people following a fall-related hip fracture using a treadmill with visual context: design of a randomized controlled trial. BMC Geriatrics [online]. 2013. s. 34- [cit. 2015-03-01]. ISSN 02680033Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/13/34>

VAUGHAN, Ch, L.Brian L. 1999. Dynamics of human gait: an introduction. 2 vyd.. Howard Place: Kiboho Publishers, 1999, 248 ss. ISBN 06-202-3558-6

VÉLE, František. 2006. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

VERKERKE, G.J., A.L. HOF, W. ZIJLSTRA, W. AMENT a G. RAKHORST. 2005. Determining the centre of pressure during walking and running using an instrumented treadmill. Journal of Biomechanics [online]. 2005. ss. 1881-1885 [cit. 2014-11-19]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929004004099>

WAY, Lawrence W. 1998. Současná chirurgická diagnostika a léčba. 1. vyd. Praha: Grada, 1998, ss. 807-1659, ISBN 80-716-9397-9.

WERT, D. M., J. BRACH, S. PERERA, J. M. VANSWEARINGEN a B. GIORDANI. 2010. Gait Biomechanics, Spatial and Temporal Characteristics, and the Energy Cost of Walking in Older Adults With Impaired Mobility. Physical Therapy [online]. 2010. s. 977-985 [cit. 2015-03-29]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20090316>

WHITTLE, M. 1996. Gait analysis: an introduction. 2. vyd. Boston: Butterworth-Heinemann, 1996, pp. 248. ISBN 07-506-2222-9.

ŽVÁK, I., BROŽÍK, J., KOČÍ, J., FERKO, A. 2006. Traumatologie ve schématech a RTG obrazech. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2006. 208 s. ISBN 80-247-1347-0



## Zoznam skratiek

ADL- activities of daily living, aktivity denného života

BK- bedrový kĺb

CNS- centrálny nervový systém

COP- centre of pressure

COM- centre of mass

COG- centre of gravity

ČK- členkový kĺb

DK- dolná končatina, pl. DKK

HK- horná končatina, pl. HKK

KC- krokový cyklus

KK- kolenný kĺb

lig.- ligamentum

L- ľavá/ ľavý

m.- musculus, pl. mm.

napr.- napríklad

odd.- oddelenie

P- pravá/ pravý

PF- proximálny femur

ROM- range of movement, rozsah pohyblivosti

RHB- rehabilitácia

RTG- rentgen

SF- stojná fáza

SFTR- sagitálna, frontálna a tranzverzálna rovina

SS- svalová sila

ŠF- švihová fáza

## Zoznam obrázkov

Obrázok 1: Fázy krokového cyklu.....	16
Obrázok 2: Graf priemerného veku probandov.....	37
Obrázok 3: Graf priemerného času od vzniku fraktury .....	37
Obrázok 4: Graf priemernej hodnoty zmeny rýchlosti.....	41
Obrázok 5: Graf priemernej zmeny parametrov symetrie kroku.....	43
Obrázok 6: Trend predĺženia kroku ľavej DK.....	43
Obrázok 7: Graf priemernej zmeny bolesti.....	44
Obrázok 8: Graf priemernej zmeny škály Berg Balance Scale.....	45
Obrázok 9: Korelácia Berg Balance Scale a Upand Go testu, 10 m testu.....	46
Obrázok 10: Graf priemernej zmeny rozsahu pohyblivosti v SFTR rovine.....	47
Obrázok 11: Graf priemernej zmeny svalovej sily.....	49

## Zoznam tabuliek

Tabuľka 1: Svalové zapojenie počas chůze- stojní fáza.....	20
Tabuľka 2: Svalové zapojenie počas chůze- švihová fáza.....	20
Tabuľka 3: Priemerná zmena rýchlosti.....	40
Tabuľka 4: Časopriestorové charakteristiky.....	42
Tabuľka 5: Bolesť.....	44
Tabuľka 6: Berg Balance Scale.....	45
Tabuľka 7: Zmena v SFTR rovine.....	47
Tabuľka 8: Priemerná zmena svalovej sily.....	48

## Zoznam príloh

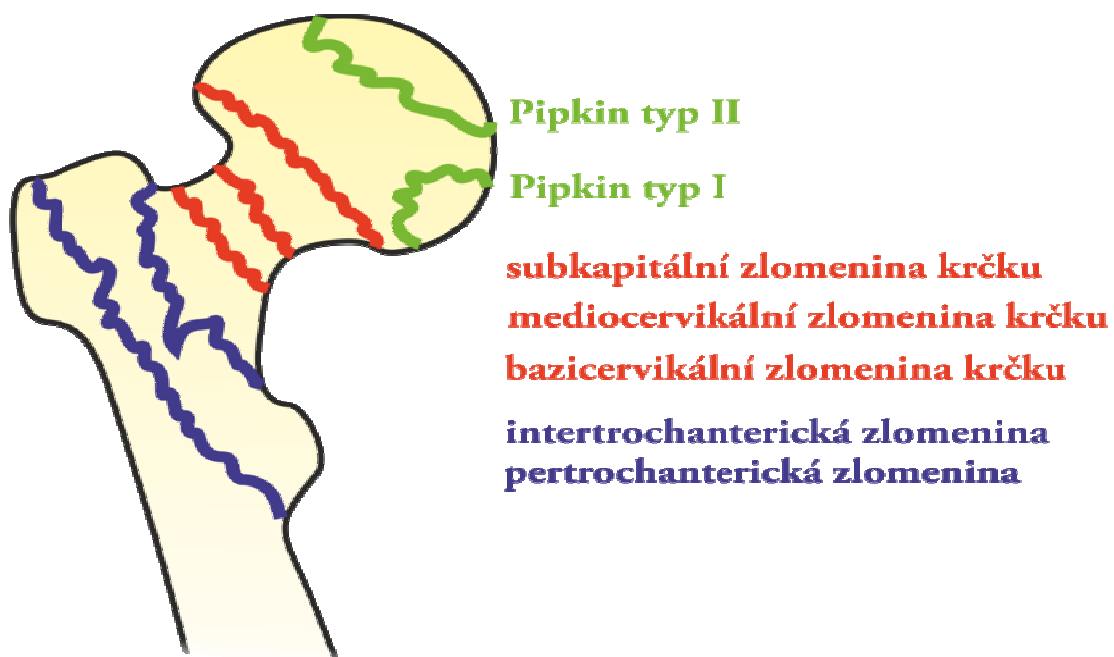
Príloha 1: Funkcie svalov v bedrovom kĺbe.....	78
Príloha 2: Rozdelenie fraktúr proximálneho femuru.....	79
Príloha 3: AO klasifikácia fraktúr proximálneho femuru.....	80
Príloha 4: Berg Balance Scale.....	81
Príloha 5: Ukážka reportu z C-mill.....	85
Príloha 6: Kritéria hodnotenia svalového testu podľa Jandu.....	87
Príloha 7: Melzackova analógová škála bolesti.....	88

**Príloha 1:** Funkcie svalov rozdelené podľa primárnej a sekundárnej funkcie v bedrovom kĺbe

<b>Muscles</b>	<b>Primary</b>	<b>Secondary</b>
<b>Flexors</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Iliopsoas</li> <li>• Sartorius</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Adductor brevis</li> <li>• Gracilis</li> </ul>
<b>Rectus femoris</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tensor fasciae latae</li> <li>• Rectus femoris</li> <li>• Adductor longus</li> <li>• Pectineus</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gluteus minimus (anterior fibers)</li> </ul>
<b>Extensors</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gluteus maximus</li> <li>• Adductor magnus (posterior head)</li> <li>• Biceps femoris (long head)</li> <li>• Semitendinosus</li> <li>• Semimembranosus</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gluteus medius (middle and posterior fibers)</li> <li>• Adductor magnus (anterior head)</li> </ul>
<b>External rotators</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gluteus maximus</li> <li>• Obturator internus</li> <li>• Gemellus superior</li> <li>• Gemellus inferior</li> <li>• Quadratus femoris</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gluteus medius (posterior fibers)</li> <li>• Gluteus minimus (posterior fibers)</li> <li>• Obturator externus</li> <li>• Piri formis</li> <li>• Biceps femoris (long head)</li> </ul>
<b>Internal rotators</b>	Not applicable	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gluteus minimus (anterior fibers)</li> <li>• Gluteus medius (anterior fibers)</li> <li>• Tensor fasciae latae</li> <li>• Adductor longus</li> <li>• Adductor brevis</li> <li>• Pectineus</li> <li>• Adductor magnus (posterior head)</li> </ul>
<b>Adductors</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pectineus</li> <li>• Adductor longus</li> <li>• Gracilis</li> <li>• Adductor brevis</li> <li>• Adductor magnus (anterior and posterior heads)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Biceps femoris (long head)</li> <li>• Gluteus maximus (posterior fibers)</li> <li>• Quadratus femoris</li> <li>• Obturator externus</li> <li>• Piri formis</li> </ul>
<b>Abductors</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gluteus medius (all fibers)</li> <li>• Gluteus minimus (all fibers)</li> <li>• Tensor fasciae latae</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sartorius</li> <li>• Sartorius</li> </ul>


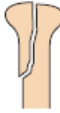
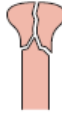





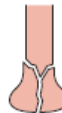
Funkcie svalov rozdelené podľa primárnej a sekundárnej funkcie v bedrovom kĺbe (Neumann, 2010, ss. 82- 94).

**Príloha 2 :** Rozdelenie fraktúr proximálneho femuru.



Rozdelenie fraktúr proximálneho femuru. Prevziaté online z:  
[http://www.wikiskripta.eu/index.php/Zlomeniny\\_proxim%C3%A1ln%C3%ADho\\_femuru](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Zlomeniny_proxim%C3%A1ln%C3%ADho_femuru)

### Príloha 3: AO klasifikácia fraktúr proximálneho femuru

Segment	Type		
	A	B	C
<b>1 Proximal</b>	 <p><b>Extraarticular</b></p> <p>No involvement of displaced fractures extending into the articular surface</p>	 <p><b>Partial articular</b></p> <p>Part of the articular component is involved, leaving the other part attached to the meta-/diaphysis</p>	 <p><b>Complete articular</b></p> <p>Articular surface involved, metaphyseal fracture completely separates articular component from the diaphysis</p>
<b>2 Diaphyseal</b>	 <p><b>Simple</b></p> <p>One fracture line, cortical contact between fragments exceeds 90% after reduction</p>	 <p><b>Wedge</b></p> <p>Three or more fragments, main fragments have contact after reduction</p>	 <p><b>Complex</b></p> <p>Three or more fragments, main fragments have no contact after reduction</p>
<b>3 Distal</b>	 <p><b>Extraarticular</b></p> <p>No involvement of displaced fractures extending into the articular surface</p>	 <p><b>Partial articular</b></p> <p>Part of the articular component is involved, leaving the other part attached to the meta-/diaphysis</p>	 <p><b>Complete articular</b></p> <p>Articular surface involved, metaphyseal fracture completely separates articular component from the diaphysis</p>

AO klasifikácia fraktúr proximálneho femuru. Online dostupné z:  
[https://www2.aofoundation.org/wps/portal/ut/p/a0/04\\_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN\\_A0M3D2DDbz9\\_UMMDRyDXQ3dw9wMDAzMjfULsh0VAbWjLW0!/bone=Femur&segment=Proximal&showPage=F&contentUrl=srg/popup/further\\_reading/PFxm2/15\\_Fx\\_Class.jsp](https://www2.aofoundation.org/wps/portal/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAzMjfULsh0VAbWjLW0!/bone=Femur&segment=Proximal&showPage=F&contentUrl=srg/popup/further_reading/PFxm2/15_Fx_Class.jsp)

## Príloha 4: Berg Balance Scale.

### 8. 6 Berg Balance Scale

#### Sledovanie rizika pádu u geriatrických pacientov

**Popis:**

14 stupňová škála navrhuje hodnotenie rovnováhy u starších dospelých v klinickej praxi.

Čas: 15 – 20 minút

**Bodovanie:** 5 bodová škála v rozsahu od 0 do 4, kde 0 znamená najnižšiu úroveň funkcie, 4 znamená najvyššiu úroveň funkcie

AKTIVITA	BODY (0 – 4)
Zo sedu do stoja	
Stoj bez opory	
Sed bez opory	
Zo stoja do sedu	
Presun	
Stoj so zatvorenými očami	
Stoj so spojenými stopami	
Siahanie vpred s flektovanými hornými končatinami	
Zdvihnutie predmetu z podlahy v stoji	
Otáčanie a pozeranie sa za seba	
Otáčanie o 360 stupňov	
Striedavé vykročovanie na schodík/podložku	
Stoj bez opory s predsunutou nohou	
Stoj na jednej nohe	
<b>Celkom</b>	

**Interpretácia:**

41 – 56 bodov = nízke riziko pádu

21 – 40 bodov = stredné riziko pádu

0 – 20 bodov = vysoké riziko pádu

**Zo sedu do stoja**

Inštrukcia: Prosím, postavte sa. Snažte sa nepoužívať vaše ruky ako oporu.

4	schopný samostatne a stabilne sa postaviť bez použitia rúk
3	schopný samostatne sa postaviť s použitím rúk
2	schopný postaviť sa s použitím rúk po niekoľkých pokusoch
1	potrebuje minimálnu pomoc postavení sa a stabilizácii polohy
0	potrebuje strednú alebo maximálnu pri postavení



### **Stoj bez opory**

Inštrukcia: Stojte prosím dve minúty bez pridržovania sa.

4	schopný samostatne bezpečne stať 2 minúty
3	schopný stať 2 minúty s dozorom
2	schopný stať 30 sekúnd bez opory
1	potrebuje niekoľko pokusoch stať 30 sekúnd bez opory
0	neschopný stať 30 sekúnd bez opory

### **Sed bez opory chrbta, ale s oporou v oblasti chodidiel na podlahe alebo stoličke.**

Inštrukcia: Prosím, sed'te so založenými rukami 2 minúty.

4	schopný bezpečne a stabilne sedieť 2 minúty
3	schopný sedieť pod dozorom 2 minúty
2	schopný sedieť 30 sekúnd
1	schopný sedieť sekúnd
0	neschopný sedieť bez opory sekúnd

### **Zo stoja do sedu**

Inštrukcia: Prosím, posad'te sa.

4	schopný bezpečne sa posadiť s minimálnym použitím rúk
3	kontrolovane podsadzovanie s použitím rúk
2	využíva zadnú časť dolnej končatiny ako oporu proti sedačke pri kontrole posadenia
1	posadenie samostatné, avšak pokles nekontrolovaný
0	potrebuje pomoc pri podsadzovaní

### **Presun**

Inštrukcia: Pripravte stoličky pre otáčavý pohyb. Vyšetrovateľ presúva sa so stoličky s operadlami na stoličku bez operadiel.

4	schopný bezpečne sa presunúť s minimálnym použitím rúk
3	schopný bezpečne sa presunúť s výrazným použitím rúk
2	schopný sa presunúť so slovným doprovodom alebo s dohľadom
1	potrebuje pomoc jednej osoby
0	potrebuje pomoc dvoch osôb

### **Stoj bez opory so zatvorenými očami**

Inštrukcia: Prosím, zatvorte oči a stojte 10 sekúnd

4	schopný bezpečne stať 10 sekúnd
3	schopný stať 10 sekúnd pod dozorom
2	schopný stať 3 sekundy
1	neschopný mať zatvorené oči 3 sekundy ale stojí bezpečne
0	vyžaduje pomoc v prevencii pádu

### **Stoj bez opory so spojenými chodidlami**

Inštrukcia: Spojte vaše chodidlá a pokúste sa stáť bez opory.

4	schopný stáť so spojenými chodidlami, nezávisle a bezpečne 1 minútu.
3	schopný stáť so spojenými chodidlami, nezávisle ale s dozorom 1 minútu.
2	schopný stáť so spojenými chodidlami, nezávisle ale neschopný vydržať viac ako 30 sekúnd
1	potrebuje pomoc pri udržaní pozície ale schopný stáť so spojenými chodidlami 15 sekúnd
0	potrebuje pomoc pri udržaní pozície ale neschopný stáť so spojenými chodidlami 15 sekúnd

### **Siahanie vpred s flektovanými hornými končatinami (90 stupňový uhol) v stojí.**

Inštrukcia: Zdvihnete ramena do 90 stupňového uhla. Natiahnite vaše prsty, aby ste dosiahli ako najďalej môžete. (Vyšetrojúci umiestni pravítko na špičky prstov, keď sú ramená v 90 stupňovej flexii.) Prsty sa nesmú dotýkať pravítka v čase dosahovania vpred. Zaznamenáme vzdialenosť, akú dosiahli prsty v polohe najväčšieho naklonenia vpred. Požiadame vyšetrovaného, aby sa vyvaroval rotácie trupu.

4	dosiahne dopredu 25 cm bez zaváhania
3	dosiahne dopredu 12 cm
2	dosiahne dopredu 5 cm
1	siaha vpred, ale potrebuje dozor
0	stratil rovnováhu počas skúšky/ vyžaduje podporu z vonku

### **Zdvihnutie predmetu z podlahy v stojí.**

Inštrukcie: Zdvihnete topánku/papuču, ktorá je pred vašim chodidlom.

4	schopný predmet zdvihnúť bezpečne a ľahko
3	schopný predmet zdvihnúť, ale vyžaduje dozor
2	neschopný zdvihnúť, ale dosahuje 2-5cm od predmetu a pritom samostatne udržiava rovnováhu.
1	neschopný predmet zdvihnúť, pri pokuse vyžaduje dozor
0	Neschopný úkonu, vyžaduje asistenciu v prevencii straty rovnováhy alebo pádu

### **Otáčanie a pozorovanie cez ľavé a pravé rameno v stojí**

Inštrukcie: Pozrite sa za seba cez ľavé rameno. Zopakujte to isté cez pravé rameno.

Vyšetrojúci môže podporiť správny pohyb použitím predmetu k pozorovaniu.

4	pozerá za seba z oboch strán, úkon zvláda uspokojivo
3	pozerá za seba z jednej strany, na druhej strane je úkon zvládnutý neuspokojivo
2	pozerá bokom, ale rovnováhu udržiava
1	vyžaduje dozor pri vykonávaní pohybu
0	vyžaduje pomoc pri udržaní rovnováhy a pri prevencii pádu

### **Obrat o 360 stupňov**

Inštrukcie: Otočte sa okolo vlastnej osi o 360stupňov Pauza. Následne sa otočte o 360 stupňov, ale v opačnom smere.

4	schopný sa bezpečne otočiť o 360 stupňov do 4 sekúnd.
3	schopný sa bezpečne otočiť o 360 stupňov za 4 alebo viac sekúnd
2	schopný sa bezpečne otočiť o 360 stupňov ale pomaly.
1	vyžaduje dozor alebo verbálnu pomoc
0	vyžaduje asistenciu pri otáčaní

### **Striedavé vykračovanie na schodík/podložku pri postoji bez opory.**

Inštrukcie: vykračovať na schodík/podložku so striedaním dolných končatín. Pokračovať, kým sa každá končatina nedotkne podložky štyrikrát

4	schopný stáť samostatne a bezpečne, vykoná 8 krokov počas 2 sekúnd.
3	schopný stáť samostatne a bezpečne, vykoná 8 krokov za viac ako 20 sekúnd
2	schopný vykonať 4 kroky bez pomoci, ale s dozorom.
1	schopný vykonať viac ako 2 kroky, vyžaduje minimálnu asistenciu
0	vyžaduje asistenciu v prevencii pádu / neschopný vykonať

### **Stoj bez opory s predsunutou nohou.**

Inštrukcie: (názorne ukážete vyšetrovanému) Predsunúť nohu pred špičku druhej nohy v jednej línii. Keď cítite, že nemôžete položiť vašu nohu priamo pred druhu, pokúste sa vykročiť dopredu tak, že päta vašej prednej nohy je pred palcom druhej nohy (pri skóre 3 body vzdialenosť kroku môže presiahnuť dĺžku nohy a šírka postoja sa môže priblížiť šírke normálneho kroku pre vyšetrovaného)

4	schopný zaradiť tandemovo nohu bez pomoci a udržať 30 sekúnd
3	schopný položiť nohu dopredu bez pomoci a udržať 30 sekúnd
2	schopný urobiť malý krok bez pomoci a udržať 30 sekúnd
1	potrebuje pomoc pri vykročení, ale udrží postoj 15 sekúnd
0	stráca rovnováhu pri chôdzi a postoji

### **Stoj na jednej nohe.**

Inštrukcie: Stojte na jednej nohe ako najdlhšie vydržíte bez opory.

4	schopný zdvihnúť samostatne dolnú končatinu a udržať viac ako 10 sekúnd
3	schopný zdvihnúť samostatne dolnú končatinu a udržať 5 -10 sekúnd
2	schopný zdvihnúť samostatne dolnú končatinu a udržať $\geq 3$ sekundy
1	pokúša sa zdvihnúť dolnú končatinu, neschopný udržať 3 sekundy ale schopný nezávislého postoja
0	neschopný pokusu zdvihnúť dolnú končatinu, vyžaduje pomoc v prevencii pádu

Meno, priezvisko, podpis a prípadne pečiatka zodpovedného pracovníka ( lekár, odborný asistent FZ

**Príloha 5:** Ukážka reportu z C-mill.

— General information —

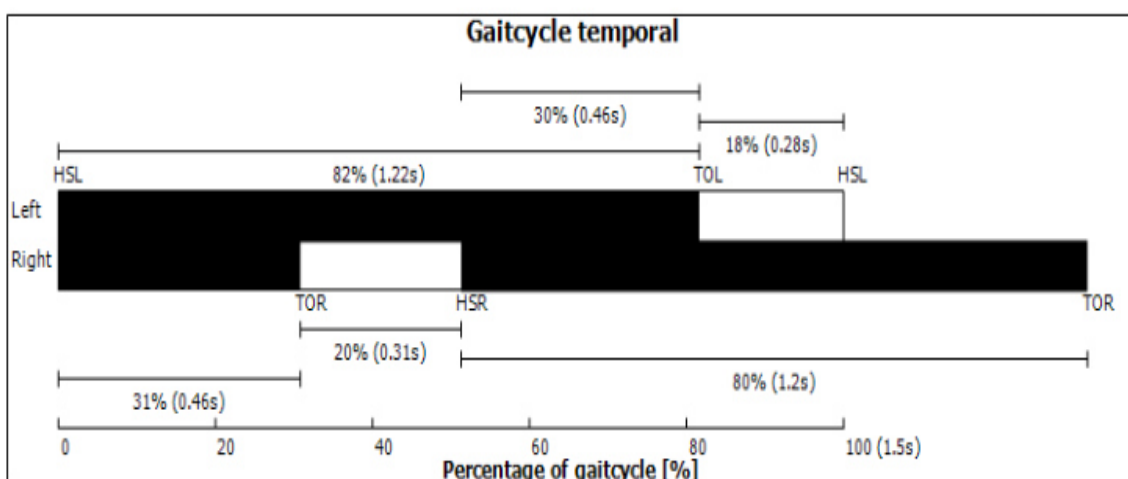
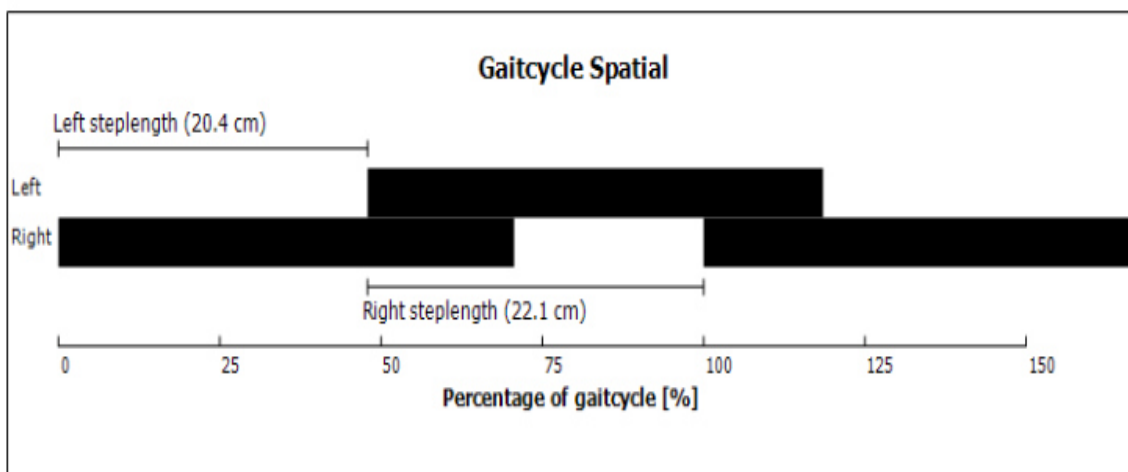
General	
Name / Session	Kasperek / 310_2631
Date	11/21/2014

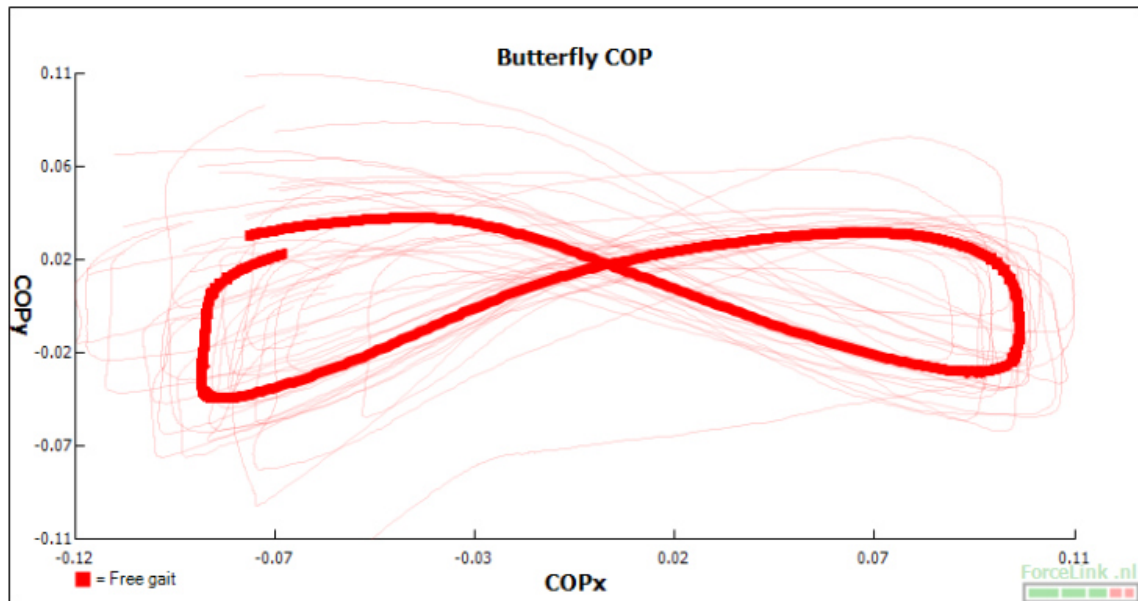
Total C-Mill session	
Duration [sec]	60
Distance [m]	17
Avg. walkingspeed [km/h] (corrected)	1

— Free Gait (40x) —

Free Gait (40x)	
Speed [km/h] (corrected)	1
Duration [sec]	60
Step frequency [steps/min]	80 (±6)
Step width [mm]	193 (±24)

Free Gait			
	Left	Right	Asymmetry (%)
Steplength [mm]	204 (±56)	221 (±40)	8.0
Contacttime [s]	1.22 (±0.09)	1.20 (±0.12)	-2.0





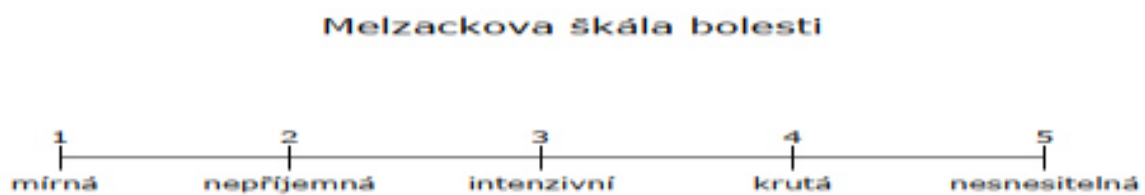
Ukážka reportu z C-mill, Kineziologické laboratórium, Oddelenie rehabilitácie, FNOL

**Príloha 6:** Kritéria hodnotenia svalového testu podľa Jandu.

Stupeň 5	N - normal	normálny	Odpovedá normálnemu svalu, respektíve svalu s veľmi dobrou funkciou. Sval je schopný prekonať pri plnom ROM značný vonkajší odpor. Odpovedá 100 % normálu. Nič menej to neznamená, že taký sval je úplne normálny vo všetkých funkciách, napríklad v unaviteľnosti.
Stupeň 4	G-good	dobrý	Odpovedá približne 75 % sily normálneho svalu. Znamená to, že sval prevedie ľahko pohyb v celom ROM a dokáže prekonať stredne veľký vonkajší odpor.
Stupeň 3	F- fair	slabý	Vyjadruje asi 50 % sily normálneho svalu. Túto hodnotu má sval vtedy, ak dokáže vykonať pohyb v celom ROM s prekonaním gravitácie, teda proti vlastnej váhe. Pri zisťovaní tohto stupňa nekladíme odpor.
Stupeň 2	P- poor	Veľmi slabý	Určuje asi 25 % sily normálneho svalu. Sval tejto sily je síce schopný vykonať pohyb v celom ROM ale nevie prekonať ani tak malý odpor ako je váha vlastného testovaného segmentu. Preto musí byť poloha pacienta upravená tak, aby sa pri pohybe maximálne vylúčila gravitácia.
Stupeň 1	T- trace	stopa	Zášklb, vyjadruje zachovanie približne 10 % svalovej sily. Sval sa síce pri pokuse o pohyb zmrští ale jeho sila nestačí k pohybu testovanej časti.
Stupeň 0	nula	nula	Pri pokuse o pohyb sval nejaví ani najmenšie známky sťahu.

Kritéria hodnotenia svalového testu podľa Jandu. Janda, 2004, s. 15.

## Príloha 7. Melzackova analógová škála bolesti



Melzackova analógová škála bolesti. Online dostupné: <http://ose.zshk.cz/media/p5832.pdf>