

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

# **KINEMATICKÉ PARAMETRE CHÔDZE PO TOTÁLNEJ ENDOPROTÉZE BEDROVÉHO KLBU**

Diplomová práca

(magisterská)

Autor: Bc. Zuzana Nováková, Fyzioterapie

Vedúci práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2016

**Meno a priezvisko autora:** Bc. Zuzana Nováková

**Názov diplomovej práce:** Kinematické parametre chôdze po totálnej endoprotéze bedrového kĺbu

**Pracovisko:** Katedra fyzioterapie

**Vedúci diplomovej práce:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**Rok obhajoby diplomovej práce:** 2016

**Abstrakt:** Bolesť v bedrovom kĺbe dokáže výrazne ovplyvniť možnosť aktívneho života. V dnešnej dobe sa TEP stáva čoraz častejším výkonom, ktorý ľuďom s osteoartrózou bedrového kĺbu môže predĺžiť kvalitu života minimálne o 10 – 15 rokov. Cieľom tejto práce bolo analyzovať a objektívne zhodnotiť do akej miery ovplyvní TEP bedrového kĺbu kinematické parametre dolných končatín a panvy počas chôdze. Do experimentálnej skupiny bolo zaradených 10 pacientov (6 žien a 4 muži) Ortopedickej kliniky Fakultnej nemocnice v Olomouci (FNOL) (priemerný vek  $63,7 \pm 11,9$  roku, výška  $166,7 \pm 8,1$  cm, hmotnosť  $76,4 \pm 9,1$  kg, doba po operácii  $12,6 \pm 1,1$  mesiacov). Kritériom pre zaradenie osôb do experimentálnej skupiny bola plánovaná primárna jednostranná TEP bedrového kĺbu. Meranie prebiehalo deň pred plánovaným výkonom a v období okolo jedného roku po operácii. Pre získanie základných kinematických parametrov dolných končatín a panvy počas chôdze bol použitý optoelektronický systém Vicon MX. Pre detekciu krokového cyklu boli použité dve plošiny firmy Kistler 9286AA. Zistili sme, že pred implantáciou TEP bolo počas krokového cyklu na operovanej dolnej končatine v porovnaní so zdravou významné flektované držanie v bedrovom kĺbe počas celej stojnej fázy, zatiaľ čo po implantácii TEP sa poloha operovanej dolnej končatiny v tejto fáze cyklu významne priblížila nulovému postaveniu v kĺbe. S ročným odstupom po operácii neboli namerané štatisticky významné rozdiely medzi operovanou a neoperovanou dolnou končatinou. Z uvedeného vyplýva, že TEP bedrového kĺbu má z dlhodobého hľadiska pozitívny vplyv na kinematické parametre chôdze a dynamiku bedrového kĺbu operovanej dolnej končatiny.

**Kľúčové slová:** totálna endoprotéza bedrového kĺbu, krokový cyklus, kinematika, 3D analýza.

Diplomová práca bola spracovaná v rámci projektu „Biomechanická analýza chôdze pacientov po totálnej endoprotéze bedrového kĺbu“ (IGA č.: FTK\_2014:010).

Súhlasím s požičiavaním diplomovej práce v rámci knižničných služieb.

**Author's first name and surname:** Bc. Zuzana Nováková

**Title of the thesis:** Kinematic gait analysis after total hip arthroplasty

**Department:** Physiotherapy

**Supervisor:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**The year of presentation:** 2016

**Abstract:** Hip pain can have a significant impact on quality of life. At present, the total hip arthroplasty (THA) is becoming frequently performed procedure that can prolong quality of life up to 10 – 15 years in people with osteoarthritis of the hip joint. The purpose of this study was to analyse and objectively evaluate into what extent can the THA have an effect on kinematic parameters of the lower limbs and pelvis during the walking. The experimental group consisted of 10 patients (6 females and 4 males) from the Orthopedic Clinic of the University Hospital Olomouc (FNOL) (average age  $63,7 \pm 11,9$ , height  $166,7 \pm 8,1$  cm, weight  $76,4 \pm 9,1$  kg, time after surgery  $12,6 \pm 1,1$  months). Eligibility criteria for people to be placed into the experimental group was the planned primary unilateral THA. Measurements were performed the day before the planned procedure and throughout an approximate period of one year following the surgery. The optoelectronic Vicon MX system was used to obtain the basic kinematic parameters of the lower limbs and pelvis during the walking. Two Kistler 9286AA force plates were used for the gait cycle analysis. We found that during the gait cycle prior to the THA implant there was a significant hip flexion throughout the whole concentric phase on the lower limb which was operated on, whereas after the THA implant the positioning of this lower limb during this phase moved closer to a zero position of the hip joint. Results show that after one year following the surgery there were no statistically significant differences measured between the operated lower limb and the one which was not operated on. Therefore it can be implied that THA has got a positive effect on the kinematic parameters of the gait and hip joint biomechanics on the operated lower limb. Therefore it can be implied that THA, from the long-term perspective, has got a positive effect on the kinematic parameters of the gait and hip joint biomechanics of the involved lower limb.

**Key words:** total hip arthroplasty, gait cycle, kinematics, 3D analysis.

This dissertation has been developed within the frame of project „ Biomechanics of children feet with valgus position of heel during gait“ (internal grant of Faculty of Physical Culture n.: FTK\_2012:008).

I agree with lending of the dissertation within library services.

Prehlasujem, že som diplomovú prácu spracovala samostatne pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uviedla všetky použité literárne a odborné zdroje a dodržovala zásady vedeckej etiky.

V Olomouci dne 9. 5. 2016 .....

Moje poďakovanie patrí predovšetkým prof. RNDr. Miroslavovi Janurovi, Dr. za odborné vedenie tejto diplomovej práce, vrúcny prístup, trpezlivosť, pomoc pri vyhodnocovaní nameraných dát a cenné rady. Ďakujem Eve Cahill a všetkým, ktorí sa na výskume podielali a taktiež svojej rodine za podporu pri štúdiu.

# OBSAH

OBSAH .....	5
ÚVOD .....	6
2 TEORETICKÝ PREHLAD POZNATKOV .....	7
2.1 Kineziológia bedrového kĺbu.....	7
2.2 Totálna endoprotéza (TEP) bedrového kĺbu.....	12
2.3 Pooperačná starostlivosť .....	23
2.4 Chôdza.....	27
2.5 Možnosti pohybovej analýzy .....	33
3 CIELE PRÁCE A HYPOTÉZY .....	37
3.2 Hlavný cieľ práce.....	37
3.2 Výskumné otázky .....	37
3.3 Hypotézy.....	37
4 METODIKA .....	39
4.1 Výskumný súbor.....	39
4.2 Použité prístrojové vybavenie .....	39
4.3 Organizácia zberu dát .....	40
4.4 Analýza dát.....	42
5 VÝSLEDKY .....	43
5.1 Výsledky k hypotéze $H_{01}$ .....	43
5.2 Výsledky k hypotéze $H_{02}$ .....	48
6 DISKUSIA.....	50
7 ZÁVER .....	54
8 SÚHRN .....	55
9 SUMMARY.....	57
10 REFERENČNÝ ZOZNAM.....	59
11 ZOZNAM SKRATIEK .....	67
12 PRÍLOHY.....	68

## ÚVOD

Možnosť náhrady poškodeného bedrového kĺbu endoprotézou znamená pre veľký počet ľudí mnohokrát jedinú cestu späť do normálneho života bez bolesti a bez výrazného pohybového obmedzenia. TEP bedrového kĺbu je veľmi úspešnou a čoraz častejšie vykonávanou operáciou pri liečbe nielen degeneratívneho ochorenia. Je to aj vďaka pokroku, ku ktorému v posledných rokoch v tejto oblasti ortopédie dochádza. Sú vyvíjané nové typy endoprotéz, rozširuje sa spektrum kĺbných postihnutí, ktoré je možné náhradou kĺbu alebo jeho časťou vyriešiť.

Degeneratívne zmeny v kĺboch spôsobujú bolestivé fenomény, ktoré menia kĺbny vzorec, rozsah pohybu a joint play. Tieto zmeny narušujú stereotyp chôdze, ktorý často pretrváva aj po operácii.

Odchýlky od štandardného prevedenia chôdze sa môžu prejaviť bolesťou v inej časti tela. Dlhodobou nesprávnym stereotypom dochádza ku kompenzačným stratégiám, ktoré vedú k urýchleniu degenerácie ostatných kĺbov. Kompenzačné stratégie pacient môže získať ihneď po operácii, odľahčovaním operovanej dolnej končatiny a používaním francúzskych bariel. Vhodnou rehabilitačnou intervenciou je možné mnoho odchýlok ovplyvniť a mnohé z nich aj trvalo odstrániť.

K tomu, aby bola zvolená vhodná terapia je nutné vedieť, k akým zmenám dochádza počas chôdze po TEP, ako sa tieto zmeny môžu prejaviť do symetrie pohybu a do zaťaženia dolných končatín. K získaniu dát, ktoré by mohli pomôcť odpovedať na tieto otázky, je možné využiť biomechanické metódy (kinematickú a kinetickú analýzu).

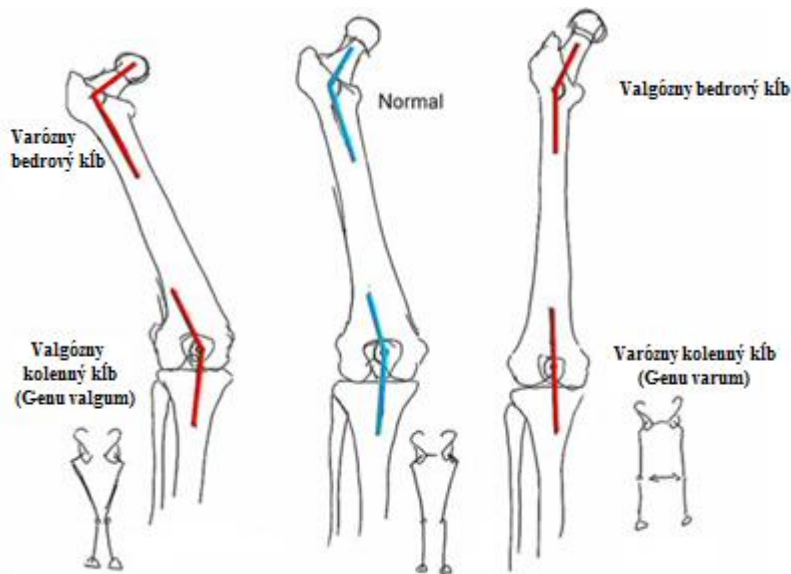
## 2 TEORETICKÝ PREHĽAD POZNATKOV

### 2.1 Kineziológia bedrového kĺbu

Bedrový kĺb je považovaný podľa Dylevského (2009a) za najdôležitejší koreňový kĺb dolnej končatiny. V literatúre je popisovaný z geometrického hľadiska ako obmedzený guľovitý kĺb s hlbokou jamkou acetabula, ale zároveň druhý najpohyblivejší kĺb v tele. Zabezpečuje pohyb medzi dolnou končatinou a trupom. Počas státia a chôdze spočíva telesná hmotnosť na bedrovom kĺbe stojnej dolnej končatiny, zatiaľ čo druhá voľná dolná končatina sa pohybuje. Preto sa radí medzi veľmi stabilné kĺby (Dylevský, 2009a; Kapandji 1987). Vzpriamené držanie tela je špecifické iba pre človeka. Z vývojového hľadiska znamenalo vzpriamovanie tela a bipedálna lokomócia predovšetkým postupnú vertikalizáciu chrbtice a presun ťažiska tela do roviny bedrových kĺbov a krížovej kosti. Vo vzpriamenom stoji nie je hlavica femuru úplne prekrytá jamkou acetabula, čím nedochádza k maximálnemu kontaktu kĺbových plôch. Najvýhodnejšie rozloženie tlakov v bedrovom kĺbe je kontakt kĺbových plôch v 90° flexii v bedrovom kĺbe, miernej vonkajšej rotácii a miernej abdukcii ((Dylevský, 2009a; Kolář et al., 2009).

Pre funkciu bedrového kĺbu a celej dolnej končatiny je dôležitý kolodiafyzárny uhol. Ide o uhol, ktorý zvierá osa krčku s osou tela femuru a u dospelých osôb je jeho veľkosť 125° (novorodenci majú až 160°). Pokiaľ je uhol väčší ako 135°, dochádza k valgóznemu postaveniu krčku (coxa valga). Pokiaľ je menší ako 120° vzniká varózne postavenie (coxa vara). Osy krčku a kondylov femuru zvierajú v tranzverzálnej rovine anteverzný uhol. Normálna veľkosť tohto uhlu sa pohybuje v rozsahu 12° – 14° smerom anteriórne. Pokiaľ je tento uhol väčší, smeruje palec nohy dovnútra. Naopak pri menšom uhle anteverzie sa krček femuru posúva posteriorne do retroverzie a palec na nohe smeruje von. Tento uhol ovplyvňuje mieru rotácie v bedrovom kĺbe. Kolodiafyzárny uhol má vplyv na namáhanie kosti a veľkosť svalovej sily. Pri valgóznom postavení krčku je možný väčší rozsah pohybu (RP) v bedrovom kĺbe, ale taktiež dochádza k rýchlejšiemu nástupu artrózy, kĺb je málo stabilný. Pri varóznom postavení je RP v kĺbe menší, avšak dochádza k reťazeniu funkčných porúch a dochádza ku kompenzácii pohybu lumbálnou chrbticou, ktorá je často preťažovaná. Na obrázku 1 je znázornené, ako vplýva kolodiafyzárny uhol na postavenie kolenných kĺbov (Dylevský, 2009a; Hamill & Knutzen, 2009; Kapandji, 1987).





**Obrázok 1.** Vplyv kolodiafyzárneho uhlu na postavenie kolenného kĺbu, upravené podľa <https://quizlet.com/97924615/exam-1-functional-kines-flash-cards/>.

### 2.1.1 Rozsahy pohybov v bedrovom kĺbe

Bedrový kĺb má tri stupne voľnosti (flexia/extenzia, abdukcia/addukcia, vnútorná/vonkajšia rotácia). Určité obmedzenie pohyblivosti je dané tvarom artikulujúcich kostí, mohutnosťou a priebehom väzov kĺbového puzdra.

Fyziologický RP v kĺbe sa mierne líši podľa názoru rôznych autorov. Nároky na voľnosť pohybu sa menia podľa druhu vykonávanej činnosti. Prostredníctvom bedrového kĺbu sme schopní bipedálnej lokomócie. Je preto pochopiteľné, že najväčšie nároky na RP sú kladené v antero-posteriornom smere. Kapandji (1987) vo svojej publikácii uvádza možný RP v bedrovom kĺbe do flexie 140° a extenzie 30°. Na RP v tomto smere vplyva nastavenie kolenného kĺbu. Pri flektovanom kolene môže RP dosahovať až 150° aj viac podľa obmedzenia mäkkými tkanivami. Pri extenzii kolena je to menej, záleží na miere skrátenia svalov na zadnej strane stehna. Abdukcia a addukcia dosahujú približne 45°. Vnútorná rotácia 35 – 40° a vonkajšia rotácia 40 – 50° (Véle, 2006). Je zaujímavé, že tento RP je oveľa väčší ako ten, ktorý potrebujeme k normálnym denným aktivitám, akou je napríklad chôdza. To znamená, že kosti a ligamenta prilahlé bedrovému kĺbu sa počas krokového cyklu nepodieľajú na rotačnej stabilite bedrového kĺbu. Z toho vyplýva, že stabilita je takmer úplne zabezpečená svalovou aktivitou (Johnston & Smidt, 1969). Podľa Johnston a Smidt (1969) nám ku chôdzi stačí len cca ¼ možného flekčného potenciálu, do extenzie zhruba polovica plného RP. Andriacchi, Anderson, Fermier, Stern a Galante (1980) uvádzajú, že ku chôdzi do schodov je

potrebný nepatrne väčší RP do flexie než pri chôdzi po rovine, približne 40°. Naopak zaväzovanie šnúrok od topánok vyčerpá takmer plný RP do flexie. Všetky uvedené činnosti sú tiež spojené s pohybmi v transverzálnej rovine v rozsahu 15 – 33° a vo frontálnej rovine v rozsahu 19 – 23° (Johnston & Smidt, 1969).

### **2.1.2 Stabilizátory bedrového kĺbu**

Kĺbové plochy bedrového kĺbu sú pokryté hyalinnou chrupavku, ktorá má veľmi nízky koeficient trenia. Stabilita kĺbu je daná vysokou kongruenciou kĺbových plôch, čím je obmedzený translačný pohyb (kostné faktory) a silnými ligamentami a svalmi, ktoré zaisťujú rotačnú stabilitu (faktory mäkkých tkanív) (Irnich, 2013). Pre stoj a chôdzu je veľmi dôležitá pevnosť všetkých spojení panvového pletenca (Kapandji, 2008). Ligamentá patria k pasívnym stabilizátorom kĺbu. Ligamentum (lig.) iliofemorale ukončuje extenziu kĺbu a zabraňuje záklonu trupu, lig. pubofemorale obmedzuje abdukciu a vonkajšiu rotáciu, lig. ischiofemorale obmedzuje addukciu a vnútornú rotáciu. Ligamentá patria k pasívnym stabilizátorom kĺbu.

Medzi aktívne stabilizátory patria všetky svaly obklopujúce bedrový kĺb.

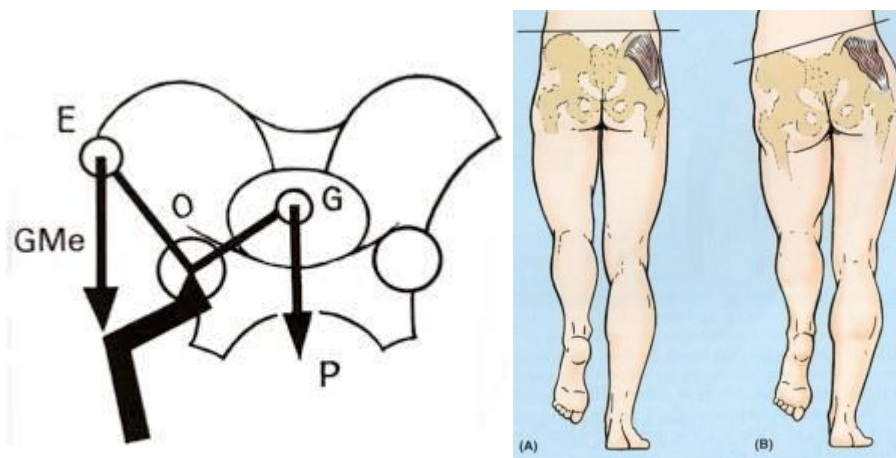
Najmohutnejším flexorom bedrového kĺbu je m. iliopsoas inervovaný z plexus lumbalis. Podľa Véleho (2006) je typickým svalom zapojujúcim sa pri chôdzi a behu. Pri polohe v stoji bráni záklonu trupu dozadu. Pri obojstrannej činnosti prehĺbuje bedernú lordózu a homolaterálne sa podieľa na lateroflexii trupu. Podieľa sa taktiež na addukcii a vonkajšej rotácii femuru. Má tendenciu k retrakciám rovnako ako m. rectus femoris. Antagonistom pre m. iliopsoas je m. gluteus maximus, ktorý okrem extenzie v bedrovom kĺbe, addukcie a abdukcie femuru a vonkajšej rotácie v bedrovom kĺbe realizuje napriamanie trupu z drepu alebo zo sedu. Patrí medzi najmohutnejší sval v tele a bez jeho funkcie nie je možná chôdza do schodov, v šikmom teréne a ani výskok. V stoji zabraňuje pádu trupu dopredu. Má tendenciu k hypotonii.

Medzi pomocné svaly k extenzii bedrového kĺbu patria dvojkĺbové svaly m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris (tzv. hamstringy), ktoré sú súčasne významnými flexormi a rotátormi kolenného kĺbu a napomáhajú taktiež pri vonkajšej rotácii bedrového kĺbu. Majú tendenciu k retrakcii.

Pre vzpriamanie acetabula nad hlavicu femuru je dôležitá kokontrakcia vonkajších rotátorov a adduktorov, označovaných ako krátke pelvitrochanterické svaly. Oboje majú tendenciu k retrakcii. M. piriformis má blízky vzťah k nervovému a cievnemu zásobeniu dolnej končatiny. Spolu s adduktormi zabezpečujú statickú stabilizáciu stoja a ovplyvňujú dynamickú

stabilizáciu pri chôdzi. Adduktory sú takmer trvalo aktívne a preto majú tendenciu ku skráteniu. Retrakcia adduktorovej skupiny je niekedy známkou väčšej poruchy v oblasti bedrového kĺbu.

Pre stabilitu panvy pri chôdzi je veľmi významná funkcia m. gluteus medius, ktorého anatomická funkcia je abdukcia bedrového kĺbu. Jeho funkcia je znázornená na obrázku 2. Pri stojí na jednej nohe (stojná fáza pri chôdzi) zabraňuje poklesu panvy. Má tendenciu k oslabeniu. Pokiaľ sú abduktory slabé, dochádza k poklesu panvy na strane nestojnej dolnej končatiny. Jeho agonista, m. tensor fasciae latae, má naopak tendenciu k retrakcii (Hamill & Knutzen, 2009; Véle, 2006).



**Obrázok 2.** Znázornenie funkcie abduktorov bedrového kĺbu, prevzaté z <http://snyderphysicaltherapy.com/tag/hip-abductor/>, <http://sites.temple.edu/yingling/category/gait/weak-abductors/>.

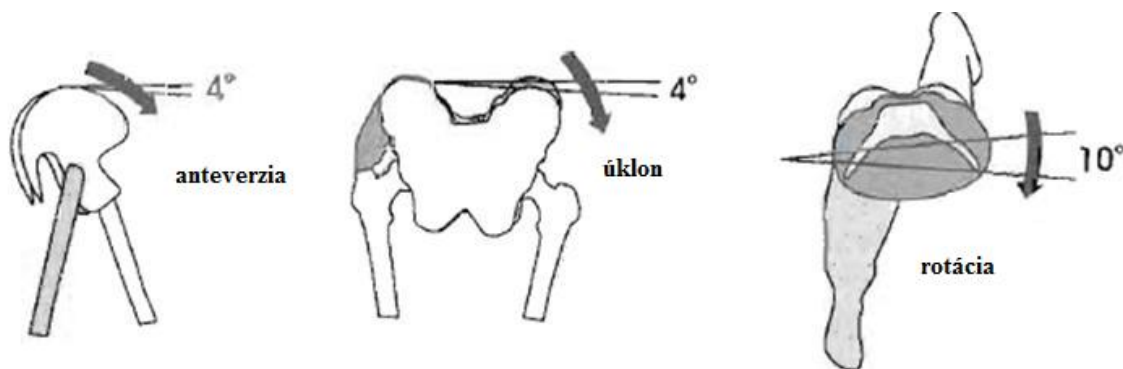
### 2.1.3 Vzťah bedrového kĺbu k panve pri chôdzi

Pre chôdzu sú zásadné pohyby dolnej časti tela, do ktorých zahŕňame panvu spolu s dolnými končatinami. Pri normálnej chôdzi sú požiadavky na aktivitu hornej polovice tela minimálne, no napriek tomu je dôležitou súčasťou lokomočného procesu (Perry & Burnfield, 2010).

K prenosu síl vertikalizovaného trupu na pohybujúcu sa dolnú končatinu dochádza v panve, ktorá predstavuje kaudálne zakončenie chrbtice a zároveň oporu pre dolné končatiny. Prstenec kostí tvoriacich panvu je veľmi rigidný, preto rozhodujúci pohyb panvy sa odohráva v bedrových kĺboch, odkiaľ je prenášaný na bedrovú chrbticu (Dylevský, 2009). Pre vzpriamenú polohu tela je zásadným statickým problémom postavenie panvy – panvový

sklon, ktorý veľmi citlivo reaguje na dĺžku dolných končatín a sám výrazne ovplyvňuje zakrivenie chrbtice (Dylevský, Kubáľková, & Navrátil, 2001).

V sagitálnej rovine sa odohráva pohyb panvy do anteverzie, vo frontálnej sa ukladá a v transverzálnej rotuje (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). Pohyby panvy sú znázornené na obrázku 3. Podľa Whittle (2007) je miera rotácie a úklonu panvy daná rozsahom pohybu v bedrovom kĺbe v sagitálnej rovine počas chôdze. Pokiaľ panva nerotuje, je potrebný väčší rozsah pohybu v bedrovom kĺbe, väčší úklon panvy a naopak. Práve vďaka rotácii panvy sa posunie bedrový kĺb dopredu. Preto pri rovnakej dĺžke kroku nie je potrebný tak veľký rozsah pohybu do flexie a extenzie a taktiež sa zmenší úklon panvy. Počas jednooporovej fázy sa panva môže stáčať k stojnej dolnej končatine (Giannini et al., 1994), čím predlžuje dĺžku kroku (Perry & Burnfield, 2010). Vo fáze zaťažovania dochádza k preneseniu hmotnosti ipsilaterálne, v bedrovom kĺbe nastáva relatívna addukcia, na strane odľahčenej končatiny relatívna abdukcia a panva na tejto strane klesá. V strede fázy medzistojia sa panva vracia do neutrálnej polohy a počas predšvihy klesá na ipsilaterálnej strane (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006). V pohyboch panvy a ich načasovaní existuje veľká variabilita (Giannini et al., 1994; Perry & Burnfield, 2010).



**Obrázok 3.** Pohyby panvy počas chôdze (upravené podľa Perry & Burnfield, 2010).

## 2.2 Totálna endoprotéza (TEP) bedrového kĺbu

TEP bedrového kĺbu predstavuje úľavu pre viac ako 80 % pacientov s ťažkou osteoartrózou a je považovaná za rutinnú operáciu už 30 rokov. Liečba vo včasnom štádiu, zahŕňa analgetika, lokomočné pomôcky a úpravu životného štýlu a kladie si za cieľ zmierniť bolesti a následné poškodenie kĺbu. Pokiaľ degenerácia kĺbu postupuje, bolesť môže byť natoľko závažná, že dochádza k zníženiu efektu orálnych analgetík a môžu nastať ťažkosti s mobilitou pacienta. V tomto štádiu pripadajú do úvahy dve varianty operácie – TEP bedrového kĺbu alebo povrchová náhrada bedrového kĺbu (tzv. resurfacing) (Ewen, et al., 2012). Náhrady bedrového kĺbu sa rozdeľujú do niekoľkých typov. To, aký druh endoprotézy operatér použije, závisí na mnohých faktoroch.

### 2.2.1 Typy TEP

Za TEP bedrového kĺbu sa považuje implantát, ktorý nahradzuje obe komponenty kĺbu – hlavicu aj jamku (Nedoma et al., 2006). Podľa spôsobu fixácie je ďalej delená na cementovanú, necementovanú a hybridnú náhradu. Ďalšími možnosťami náhrad, ale v menšom rozsahu, sú cervikokapitálna endoprotéza (CKP), povrchová náhrada bedrového kĺbu a náhrada tumorózna. Z národného registru kĺbových náhrad (NRKN) ČR je zrejmé, že najčastejším implantovaným typom endoprotézy za obdobie 2003-2012 je endoprotéza cementovaná (44,68 % prípadov) a hneď po nej necementovaná endoprotéza (35,86 % prípadov). Hybridný typ náhrady je používaný u takmer 17 % pacientov a CKP u 2,5 % pacientov (Vavřík, Landor & Popelka, 2014). NRKN taktiež poukazuje na to, že podľa štatistických údajov má počet implantácií tohto druhu vzostupnú tendenciu.

#### Cementovaná náhrada

Sir John Charnley, britský ortopéd, bol prvým, kto v 60. rokoch 20. storočia predstavil v ortopédii cement. Cementovaná endoprotéza patrí k najdlhšie používanému spôsobu implantácie TEP. Jamka aj femorálny driek sú do kosti zafixované pomocou rýchlo tuhnúceho kostného cementu. Ide o zmes viacerých tekutých cementových prípravkov, ktoré vďaka nízkym teplotám polymerizácie majú lepšiu integráciu (Franceschini et al., 2004). Cementovaná endoprotéza je stabilnejšia, pevnejšia a je možné ju skôr zaťažovať než necementovanú, cement okamžite spojí kosť a implantát (Dungl, 2005). Exotermická reakcia,

ktorú cement vytvára, však prehrieva okolitú kosť, čo spôsobuje alergické reakcie a časom môže dôjsť k uvoľneniu implantátu (Franceschini et al., 2004).

### **Necementovaná náhrada**

Tento typ endoprotézy umožňuje fixáciu implantátu bez použitia kostného cementu. Obe komponenty sú zafixované do vyfrézovaného kostného lôžka, ktoré je nevyhnutné pre presný kontakt implantátu s kosťou. Zhrubnutý povrch lôžka umožňuje prerastanie okolitej kosti do upraveného kovového povrchu endoprotézy. Životnosť oboch protéz je približne rovnaká, pohybuje sa podľa zaťaženia medzi 10 – 15 rokmi. Necementová náhrada býva implantovaná pacientom mladším 60 rokov, u ktorých sa predpokladá reimplantácia endoprotézy, aby pri odstraňovaní implantovaného cementu nedochádzalo k zbytočným kostným stratám. Odlišnosť proti cementovanej endoprotéze je aj v nutnosti dlhodobého odľahčenia operovanej dolnej končatiny, kedy záťaž býva povolená až po 3 mesiacoch od operácie (Dunzl, 2005; Koudela, 2003; Sosna, 2001).

### **Hybridná náhrada**

Hybridná endoprotéza je kombináciou predošlých dvoch náhrad. Najčastejšie spája jednu necementovanú komponentu (jamku) s cementovanou komponentou (femorálny driek) (Janíček, 2012).

### **CKP**

CKP je metódou voľby predovšetkým u pacientov v pokročilejšom veku (80 a viac rokov), u ktorých sa predpokladá dĺžka života do 5 rokov. U takto starých ľudí dochádza často k pádom, ktorých dôsledkom býva fraktúra krčku stehennej kosti (Dunzl, 2005; Janíček 2012). Výhodou tejto operačnej techniky je jej relatívne jednoduché prevedenie a nižší výskyt pooperačných luxácií (Skála-Rosenbaum, Čech & Džupa, 2012). Okrem toho pacienti môžu operovanú dolnú končatinu ihneď zaťažovať a v prípade nutnej reoperácie je možné prejsť na cementovanú totálnu náhradu (Janíček, 2012). Na druhú stranu je potrebné uviesť, že reoperácia býva častá kvôli častej erózii chrupavky acetabula a navyše je pri tomto type náhrady väčšia bolestivosť (Janíček, 2012; Skála-Rosenbaum, Čech & Džupa, 2012).

## **Povrchová náhrada bedrového kĺbu (resurfacing)**

Resurfacing bedrového kĺbu, je relatívne mladá moderná metóda používaná po celom svete. Volí sa predovšetkým u jedincov s osteoartrózou (OA) mladšieho veku, u ktorých je snaha oddialiť TEP bedrového kĺbu alebo je to možnosť voľby pre aktívnejších pacientov, ktorým zvyčajne TEP z dôvodu vyššej úrovne aktivity nie je odporúčaná kvôli riziku poškodenia implantátu. Vysoká tolerancia záťaže je umožnená vďaka použitiu kovového materiálu pokrývajúceho hlavicu aj jamku, tým dochádza aj k nižšiemu treniu a tým aj k menšiemu opotrebovaniu (Karas, 2011). Daniel et al. (2004) uvádza, že to môže byť spôsobené aj veľkou hlavicom femuru, kedy je pravdepodobnosť dislokácie veľmi malá a vzorec zaťaženia kĺbu je viac fyziologický, tým je väčšia šanca k návratu k pôvodnému pohybovému stereotypu. Oproti TEP zostáva pôvodná hlavica stehennej kosti, na ktorú sa nasadí „nová čiapočka“. Dreňový kanál v stehennej kosti taktiež zostáva pôvodný. Tým sa znižuje riziko mikrofraktúr, ktorému je kosť vystavená pri zavádzaní drieku do kosti pri iných formách endoprotéz.

### **2.2.2 Komponenty a materiály**

Endoprotéza sa skladá z drieku, ktorý sa zavádza do dreňového kanálu proximálnej časti stehennej kosti. Býva vyrobený z rôznych kovových zliatin, záleží na spôsobe fixácie. Necementovaný driek je opatrený zdrsneným pórovitým povrchom zaisťujúcim pomocou osteointegrácie vrastenie novo vytvorenej kosti do implantátu a tým zabezpečuje dlhodobú sekundárnu stabilitu. Najčastejším materiálom pre necementované drieky je korózii odolná oceľ, kobaltové, titánové, zirkónové zliatiny alebo čistý titán (Dungl, 2005; Nedoma. 2006). Technológia pórovitého povrchu spočíva v mechanickej väzbe implantátu kontaktnou osteogéziou. Pokrokom vo vývoji necementových endoprotéz je tzv. bioaktívna keramika, kde dochádza k chemickej väzbe implantátu, vďaka ktorej prebehne osteointegrácia väzbovou osteogéziou. Výhodou je, že vďaka osteoinduktívnym vlastnostiam povrchu tejto endoprotézy nevzniká väzivová vrstva okolo implantátu.

U cementovaných endoprotéz prebieha distančná osteogézia, ktorá sa delí na iniciálnu, reparačnú a stabilizačnú fázu. U cementového typu fixácie vždy dochádza k vzniku väzivového tkaniva medzi cementom a kosťou (Mikula, 2002). Cementované drieky bývajú najčastejšie vyrobené z kovu, vialia alebo nehrdzavejúcej ocele. U niektorých driekov sú povrchy jemne zdrsnené, čím sa zväčší ich povrch a zlepší sa fixácia. Iné sú vysoko

vyleštené, aby zabránili vzniku oteru častíc medzi kostným cementom a implantátom. Jedná sa o tzv. tribologické riziko, čo v praxi znamená opotrebovanie nerovných plôch implantátu oterom. Toto opotrebovanie výrazne ovplyvňuje životnosť endoprotézy (Dungl, 2005; Mikula 2002). Hlavice sú vyrábané taktiež z kovových zliatin a z korundovej či zirkoniovej keramiky.

Necementované jamky majú kvôli fixácii precízne opracované kostené lôžko, do ktorého je jamka ukotvená pomocou kotviacich častí vyrobených z titánu a jeho zliatin. Artikulačná časť necementovanej jamky sa vyrába z polyetylénu s ultra vysokou hmotnosťou molekúl (UHMWPE – ultra-high molecular weight polyethylene) alebo z keramiky. Cementované jamky sú najčastejšie vyrábané z UHMWPE alebo polyetylénu. Po vyfrézovaní defektnej chrupavky dochádza k upevneniu cementovanej jamky pomocou kostného cementu rovnomerne rozloženého v jamke. Jeho hrúbka je minimálne 2mm.

### **2.2.3 Chirurgické prístupy**

Voľba vhodného chirurgického prístupu je neodmysliteľnou súčasťou predoperačných príprav. Medzi často zvažované aspekty patrí prístupnosť proximálneho femuru a acetabula, minimálne poškodenie mäkkých tkanív či protetická stabilita (Ilchmann, 2014). Ako uvádza Behrend et al. (2012), cieľom operácie je predovšetkým spokojnosť pacienta (zníženie až ústup bolesti a zlepšenie funkcie kĺbu). Tento stav prirovnáva k takzvanému „zabudnutému kĺbu“ u čo najväčšieho počtu pacientov.

V priebehu posledných rokov bolo popísaných niekoľko chirurgických prístupov k bedrovému kĺbu. Každý prístup ponúka určité výhody a rovnako má špecifické obmedzenia.

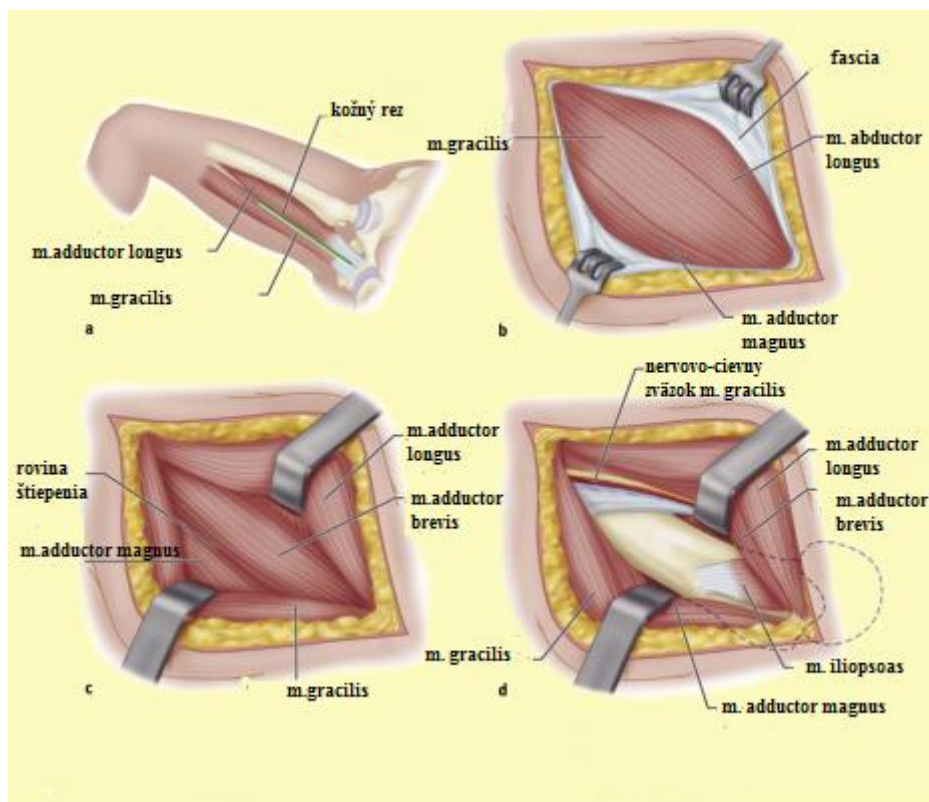
Chirurgické prístupy k bedrovému kĺbu spadajú do dvoch hlavných skupín:

- 1) Prístupy, ktoré umožňujú prístupit' ku kĺbu spredu alebo zozadu, pričom musculus (m.) gluteus medius zostáva intaktný. Sem patrí mediálny, anteriórny, anterolaterálny a posteriórny prístup.
- 2) Druhú skupinu tvorí prístup laterálny, pri ktorom dochádza k narušeniu skupiny abduktorov bedrového kĺbu a je narušený abdukčný mechanizmus. Toto je možné priamo cez šľachu m. gluteus medius alebo cez trochanter major femoris (Rathi & Khan, 2015).



## Mediálny prístup

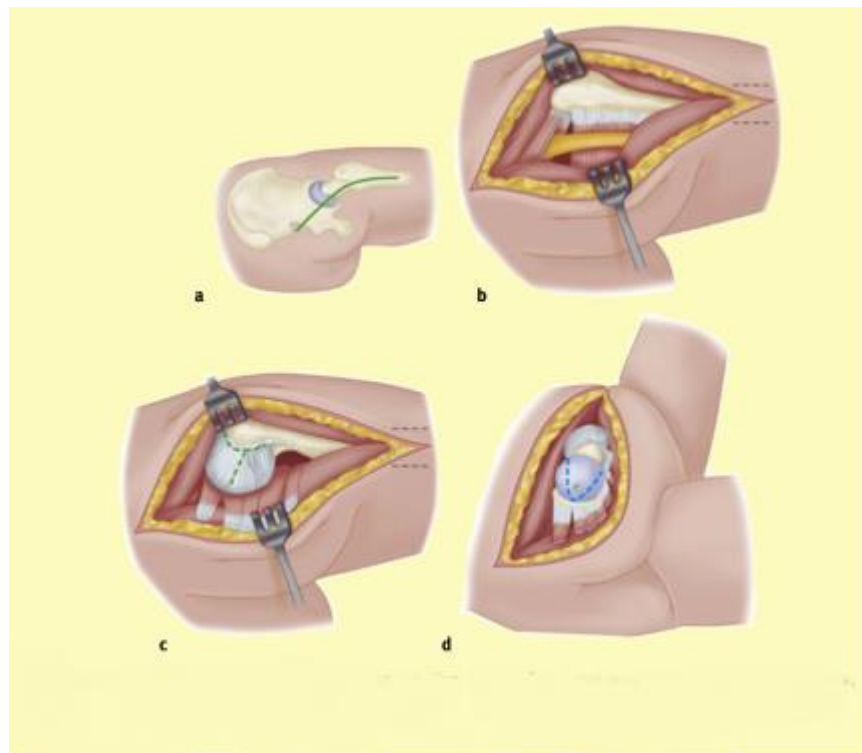
Tento prístup vynašiel nemecký chirurg a ortopéd Karl Ludloff v roku 1908. v Roku 1973 ho modifikoval doktor Ferguson. Rez Fergusonovej techniky mediálneho prístupu vedie povrchovo medzi m. gracilis a m. adductor longus, hlbšie medzi m. adductor brevis a m. adductor magnus. Pri tejto technike hrozí riziko poškodenia nervus (n.) obturatorius a arteria (a.) circumflexa femoris medialis. Táto technika je zobrazená na obrázku 4. Medzi výhody patrí minimálna disekcia a krvná strata, priamy prístup k obvyklým prekážkam, ktoré vedú k obmedzeniu kĺbu a sú časté u dysplastického bedrového kĺbu. Je to napríklad psoatická šľacha, transverzálné acetabulárne ligamentum a zúžené kĺbne púzdro. Nevýhodou je nemožnosť prevedenia u detí mladších ako 12 mesiacov. Postup taktiež neumožňuje kapsulografiu, pre zlý prístup k acetabulu, ktorá je potrebná u starších pacientov (Rathi & Khan, 2015).



**Obrázok 4.** Mediálny prístup, upravené podľa Rathi & Khan (2015).

## Posteriórny prístup

Táto technika patrí medzinárodne medzi najčastejšie chirurgické prístupy pre TEP bedrového kĺbu. Dochádza k odsunutiu m. gluteus maximus a oddeleniu krátkych vonkajších rotátorov od femuru. Prvýkrát bola popísaná v roku 1874 Bernhardom von Langenbeckom. Pôvodne bola používaná na liečbu infekčných a vojnových rán. V roku 1907 ju Kocher modifikoval tak, že oddelil hornú polovicu veľkého trochanteru a posunul ho smerom hore aj s pripojenými svalmi. Ďalšiu modifikáciu vykonal Moore v päťdesiatych rokoch, ktorá sa stala veľmi populárna. Pri tomto prístupe je riziko poškodenia nervus (n.) ischiadicus, n.femoralis a arteria (a.) glutei inferior. Výhodou je vynikajúci prístup k femuru a acetabulu, nedochádza k poškodeniu abduktorov. V minulosti bol komplikáciou tohto prístupu vyšší výskyt dislokácii implantátov v porovnaní s inými. V súčasnosti však veľa štúdií potvrdilo znížený výskyt dislokácii súvisiaci s opravou kĺbového puzdra a taktiež v porovnaní s anterolaterálnymi prístupmi (Rathi & Khan, 2015). Riziko luxácie znižuje refixácia krátkych vonkajších rotátorov. Tento prístup je vhodný pre väčšinu indikácii k primárnym a revíznym endoprotézam bedrového kĺbu a znázorňuje ho obrázok 5 (Ilchmann, 2014). Jameson a kol. (2013) a Hailer a kol. (2012) uvádzajú, že pri tomto prístupe je riziko dislokácie vyššie, avšak príčiny luxácie bývajú multifaktoriálne.

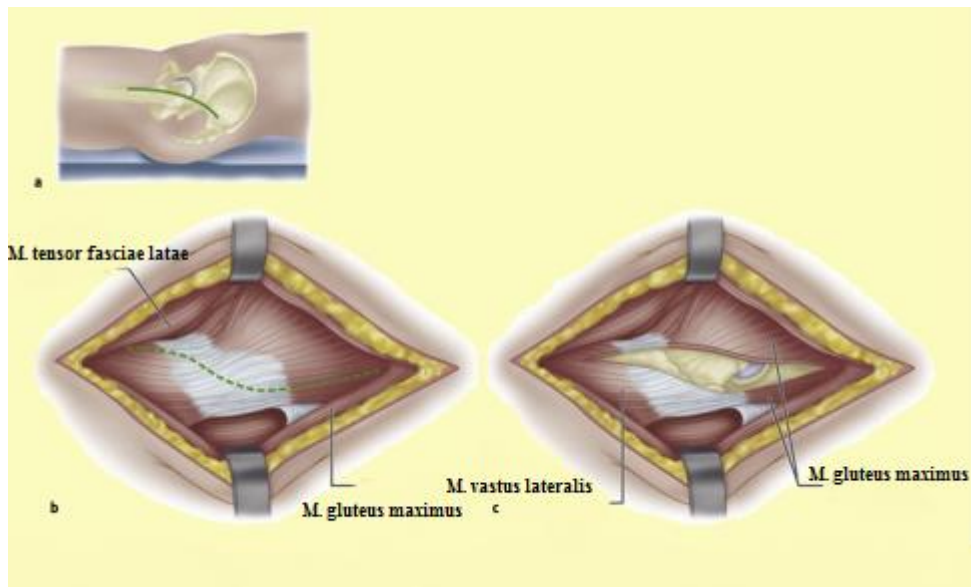


**Obrázok 5.** Posteriórny prístup, upravené podľa Rathi & Khan (2015).

## Laterálny prístup

Priamy laterálny prístup je založený na pozorovaní, že *m. gluteus medius* a *m. vastus lateralis* tvoria spoločnú šľachu v priamej funkčnej nadväznosti na hrubý šľachový periost pokrývajúci veľký trochanter. Ako prví túto techniku uviedli McFarland a Osborne v roku 1954 a v roku 1982 ju Hardinge modifikoval rozrezaním šlachy *m. gluteus medius* šikmo naprieč trochanter major až k vrcholu, pričom zadná polovica svalu zostala pripojená k trochanteru.

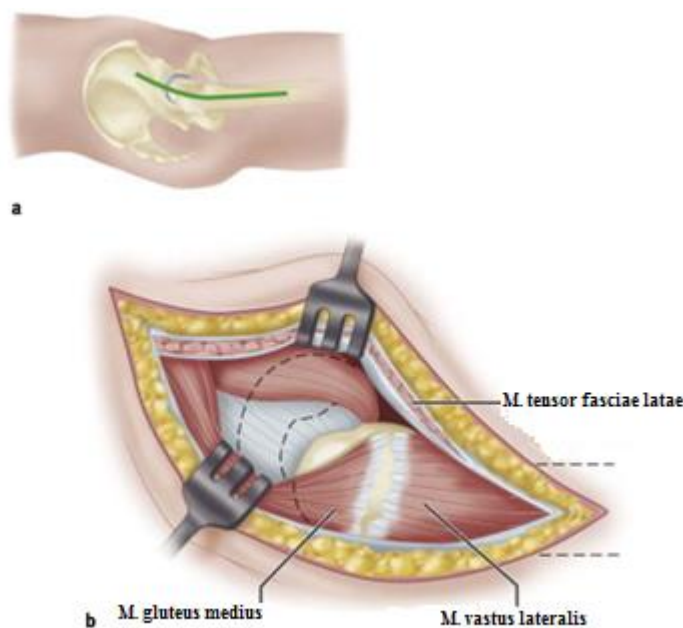
Pri tomto prístupe je ohrozený *n. gluteus superior* a pri nevhodnom umiestnení retraktorov príliš dopredu aj *n. femoralis*. Konečná reparácia abduktorov a kĺbového puzdra k proximálnej časti femuru býva riziková. Táto technika ponúka vynikajúci prístup k acetabulu a proximálnemu femuru. Okrem toho je prítomné nízke riziko dislokácie po TEP, pretože zachováva zadnú časť kĺbového púdra a krátke vonkajšie rotátory. Výskyt dislokácie pri tomto prístupe sa pohybuje v 0,37 % prípadov, zatiaľ čo pri posteriornom prístupe je to až 3,6 % prípadov. Druhá stránka tejto operácie nesie kritiku kvôli pooperačnej slabosti abduktorov a s tým súvisiace pretrvávajúce krívanie v podobe Trendelenburgovej chôdze, ktorá sa vyskytuje v 4 % až v 20 % prípadov. Okrem toho môže byť prítomná heterotopická osifikácia, ktorá poškodzuje svaly. Táto technika sa však už natoľko zlepšila, že tieto riziká sa znižujú (Rathi & Khan, 2015). Laterálny prístup podľa Hardinge je znázornený na obrázku 6.



**Obrázok 6.** Hardingeov prístup, upravené podľa Rathi & Khan (2015).

## Anterolaterálny prístup

Prechádza medzi m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Prvý ho popísal Sayer v roku 1876. Watson-Jones ho preslávil použitím pri zlomeninách proximálneho femuru v roku 1936. Watson-Jonesov prístup modifikoval v roku 2004 Rottinger. Prístup podľa Rottingera je znázornený na obrázku 7. Ten vykonal minimálny rez na boku použitím rovnakého priestoru medzi svalmi, ale bez rozdelenia prednej časti m. gluteus medius. Výhody a nevýhody sú podobné ako u laterálneho prístupu – nízke riziko dislokácie vďaka ochrane zadnej časti mäkkých tkanív a slabosť abduktorov (Rathi & Khan, 2015).



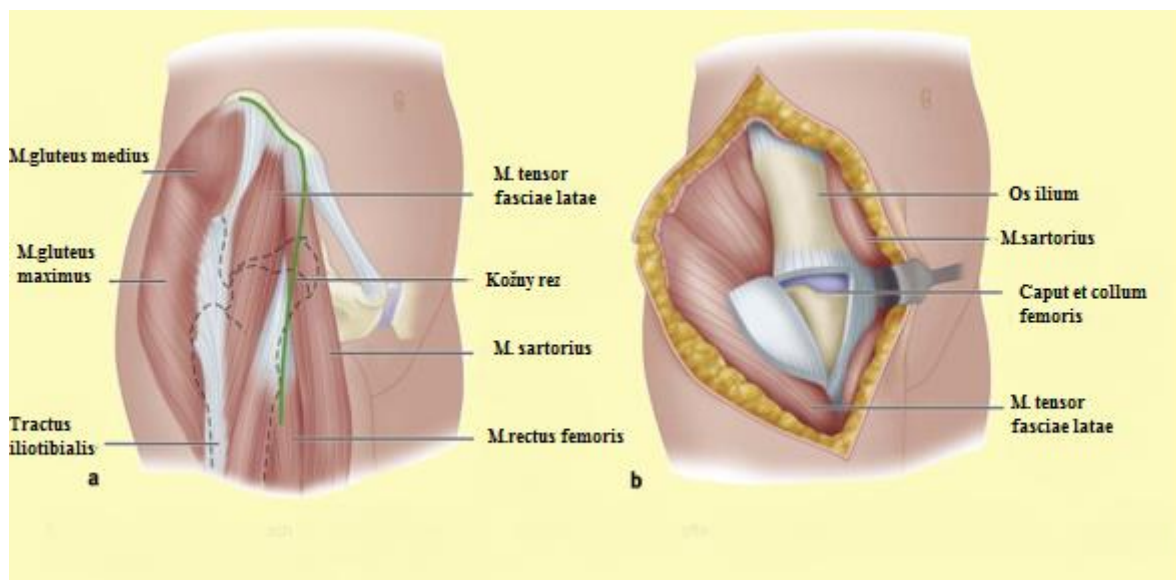
**Obrázok 7.** Anterolaterálny prístup, upravené podľa Rathi & Khan (2015).

## Anteriórny prístup

Prvá zmienka o anteriórnom prístupe k bedrovému kĺbu pochádza z roku 1881. Popísal ho Karl Heuter, nemecký chirurg, ako priamy anteriórny prístup (DAA – Direct Anterior Approach). V anglicky hovoriacich zemiach tento prístup rozšíril Marius N. Smith Petersen, američan narodený v Nórsku, a tak dnes tento prístup nájdeme aj ako Smith-Petersenov prístup, znázornený na obrázku 8 (Rathi & Khan, 2015).

Smith-Petersen (1948) uvádza, že tento typ prístupu bol pôvodne určený k artrotomiám a periacetabulárnym osteotomiám. Prvú náhradu bedrového kĺbu touto technikou vykonal na trakčnom stole Robert Judet v Paríži v roku 1947 (Judet & Judet, 1950). Klasický prístup bol v priebehu rokov mnohými chirurgmi modifikovaný. Súčasný prístup sa najviac podobá tomu, ktorý popísal Heuter. Využíva priestor medzi m. tensor fasciae latae a m. sartorius. Častou komplikáciou po tomto zákroku je poškodenie n. cutaneus femoris lateralis. Incidencia sa pohybuje v širokom rozmedzí od < 1 % až po 67 %. U väčšiny parestézií dôjde k úprave, ale u niektorých pacientov bolo zaznamenané funkčné obmedzenie (Rathi & Khan, 2015). Posunutím rezu viac laterálne a distálne po m. tensor fasciae latae je možné tento problém eliminovať (Ropars et al., 2009). Okrem toho môže dôjsť k poškodeniu nervovo-cievneho zväzku.

Tento prístup je spojený s menším svalovým poškodením a tým pádom s menšou pooperačnou bolesťou. U totálnych endoprotéz sa používa v rýchlo zotavovacích programoch. Zachováva mechanizmus abduktorov a neporušuje obal zadných mäkkých tkanív. Miera dislokácie po totálnej endoprotéze je použitím tohto prístupu nižšia, medzi 0,61 % až 1,5 %. Nevýhodou je náročné učenie u mladých chirurgov a potenciálne zlé umiestnenie bedrového drieku kvôli obťažnému prístupu do femorálneho kanála, s čím sa spájajú zlomeniny veľkého trochanteru (Rathi & Khan, 2015).



**Obrázok 8.** Prístup Smith-Petersen, upravené podľa Rathi & Khan (2015).

## **Miniinvazívna náhrada bedrového kĺbu**

V súčasnosti sa ponúka trend miniinvazívnej chirurgie a to buď prostredníctvom jedného či dvoch menších rezov. Táto relatívne mladá operačná technika bola rozvinutá u všetkých predchádzajúcich prístupov. Nesie so sebou výhody aj nevýhody a názory sa rôznymi autormi líšia. Za výhodu je považované zmiernenie bolesti, znížené straty krvi, kratší čas rehabilitácie a pobytu v nemocnici (Learmonth, Young & Rorabeck, 2007). Bremer et al. (2011) uvádzajú, že porovnaním snímok z magnetickej rezonancie nedochádza k tak veľkému poškodeniu mäkkých tkanív ako u klasického prístupu. Bergin et al. (2011) udáva nižší nárast markerov pre svalovú nekrózu a zápal. Na druhú stranu Pilot et al. (2006) vo svojej pilotnej štúdii, v ktorej porovnávali miniinvazívnu operáciu totálnej endoprotézy bedrového kĺbu s klasickým posteriorným prístupom, uviedli, že okrem kozmeticky kratšej jazvy boli výsledky klasického prístupu porovnateľné s miniinvazívnym prístupom čo sa týka svalového poškodenia či zápalovej reakcie. Nebola zistená ani rýchlejšia rekonvalescencia či celkovo lepší výsledok operácie. Podľa Teet et al. (2006) by mohli malé rezy zvýšiť výskyt štyroch špecifických komplikácií: infekcie, obrny nervu, dislokáciu a zrýchlene opotrebenie spôsobené nepriaznivým polohovacím komponentom. Naopak Yukizawa et al. (2015) vo svojej štúdii tvrdí, že v priebehu 10 rokov zaznamenali po miniinvazívnom prístupe jednu obrnu ischiadického nervu, štyri infekcie a dve neskoré dislokácie. Zároveň však uvádza, že životnosť totálnej endoprotézy a minimum pooperačných komplikácií závisí na presnosti umiestnenia komponent a biomechanickej rekonštrukcii dĺžky nohy a na náhrade, ktorej operatéri veria a nie na veľkosti použitého rezu.

### **2.2.4 Kinematika TEP bedrového kĺbu**

Hlavným účelom TEP je obnovenie anatómie, biomechaniky a funkcie kĺbu. Normálne postavenie bedrového kĺbu určuje nastavenie stredu otáčania kĺbu, anteverzia stehennej a acetabulárnej komponenty, celkový posun komponent a dĺžka končatín. Všetky uvedené parametre sú vzájomne úzko prepojené. Pri operácii TEP dochádza k obnoveniu uvedených parametrov. Za stred otáčania bedrového kĺbu sa uvádza geometrický stred hlavice stehennej kosti. Anteverzia drieku stehennej komponenty proti acetabulárnej komponente zabezpečuje dostatočný rozsah pohybu bedrového kĺbu a redukuje posun. Postavenie kĺbovej jamky, umiestnenie a voľba drieku majú vplyv na posun implantátu. Obnova dĺžky končatiny patrí

medzi najdôležitejší faktor počas operácie a je jedným z najzložitejších úkonov operátora (Sariali, Veysi & Stewart, 2008).

Funkčné vlastnosti ľudského bedrového kĺbu sú v dynamických podmienkach dané konštitúciou jeho jednotlivých častí. Jednotlivé komponenty kĺbového systému majú elastické a viskózne elastické vlastnosti, vďaka ktorým je možné sa poddať podmienkam daného kĺbu. Väzivový a svalový systém taktiež vplýva na vnútro kĺbové vzťahy. Pri implantácii TEP je dôležité sledovať veľkosť narušenia týchto vzťahov, aby nedošlo k presiahnutiu biologickej a biomechanickej únosnosti (Nedoma et al., 2006).

Nedoma et al. (2006) ďalej popisuje, že najväčšie namáhanie TEP je v mieste najväčšieho momentu ohybu. Veľkosť tohto momentu je ovplyvnená dĺžkou krčku implantátu, zakrivením medzi krčkom a driekom, a pod akým uhlom je driek zavedený do kosteného kanálu. Matematická analýza by mohla zistiť optimálne rozloženie zaťaženia v TEP, avšak je veľmi náročná a tak zatiaľ nie je úplne aplikovateľná v praxi. Totálnu endoprotézu namáha dynamický pohyb ako je napríklad chôdza. Najväčšia reakčná sila pôsobí na TEP v okamžiku odrazu a došliapnutia.

### **2.2.5 Kontraindikácie TEP**

Existujú určité špecifické situácie, kedy nie je možné implantovať umelý bedrový kĺb. Podľa Štedrého (2002) sem napríklad patria pacienti neochotní spolupracovať, predovšetkým v pooperačnom štádiu (nedodržovanie režimových opatrení), a u ktorých sa nepredpokladá, že budú po operácii chodiť. Akékoľvek zápalové ložisko v tele pacienta či aktívna infekcia v tomto kĺbe zvyšuje riziko vzniku pooperačnej infekcie, preto sa musí infekcia pred operáciou preliečiť (Přikryl, Selucký & Fialová, 2009). Medzi ďalšie dôležité kontraindikácie patrí celkovo zlý zdravotný stav pacienta, nekvalitné kostné tkanivo či ťažké neurologické ochorenie. Za relatívnu kontraindikáciu sa dá považovať aj vek nad 80 rokov (Janíček, 2012). Pacienti s obezitou môžu byť operovaní, ale z dôvodu vyššieho výskytu pooperačných komplikácií je vhodné telesnú hmotnosť znížiť (Přikryl, Selucký & Fialová, 2009; Štědrý, 2002).

## 2.3 Pooperačná starostlivosť

### 2.3.1 Limity v období rekonvalescencie

V tomto období je dôležité informovať pacienta o situáciách v bežnom živote, pri ktorých dochádza k tzv. zakázaným pohybom a súčasne aj o možnostiach ako sa im vyhnúť (Dungl, 2005). Nebezpečné alebo zakázané pohyby sú tie, ktoré môžu viesť k vyklbeniu TEP. Patrí sem vonkajšia rotácia, addukcia – pohyby cez strednú rovinu tela a flexia nad 90° v bedrovom kĺbe. K luxáciám dochádza často napríklad pri vstávaní z hlbokého kresla alebo nízkeho WC, či pri otáčaní pacienta a pod. (Kříž, Čelko & Buran, 2002). Dungl (2005) a Cameron (2011) ďalej uvádzajú, že by pacienti mali častejšie striedať polohy, v sede dbať na rozloženie hmotnosti symetricky na oba sedacie hrboli, nespáť na operovanom boku minimálne dva mesiace od operácie či vyhýbať sa kontaktným športom ako je futbal, hokej alebo volejbal.

Pacienti, ktorí podstupujú umelú náhradu bedrového kĺbu, očakávajú predovšetkým zlepšenie kvality života. Operácia by mala viesť k úľave od bolesti a k obnoveniu funkcie postihnutého kĺbu. Dlhodobé štúdie však uvádzajú pretrvávajúce poškodenie a funkčné obmedzenie i v pooperačnej dobe (Cavanna et al., 2009). Obmedzenie v období rekonvalescencie býva rôzne a vyplýva z indikácie, ktorá k TEP viedla. Pokročilé štádium artrózy bedrového kĺbu býva u pacientov podstupujúcich operáciu najčastejšou príčinou, ktorá ich spomaľuje v období rekonvalescencie. S postupujúcim procesom degenerácie sa menia mechanické aj senzorické podmienky kĺbu (Beis et al., 2011; Lifeso et al., 2001). Tieto podmienky väčšinou vyústia ku kompenzačným mechanizmom nielen ostatných segmentov dolných končatín, ale aj topograficky vzdialenejších oblastí (Beis et al., 2011; Gallo a kol., 2007).

Dôvodom k tvorbe kompenzačných mechanizmov je predovšetkým bolesť bedrového kĺbu, ktorá vedie k obmedzeniu pohybu. Pacient sa snaží nezaťažovať kĺb väčšou silou než je k vykonaniu chôdze potrebné, čím sa skráti doba stojnej fázy na operovanej dolnej končatine (Dungl, 2005; Gallo a kol., 2007). Pacient sa na tieto zmeny adaptuje a samotnú operáciu podstupuje už s narušeným stereotypom chôdze (Dungl, 2005). Pacienti operovaní z dôvodu deštrukcie bedrového kĺbu revmatoidnou artritídou, tzv. koxitídou, mávajú prítomné bolesti v kľude a ranné stuhnutie kĺbov, ktoré trvá dlhšie než u artrózy. Títo jedinci môžu ešte trpieť systémovými príznakmi, negatívne ovplyvňujúcimi chôdzu, ako je únava, slabosť a zvýšená telesná teplota. Pri chôdzi môžu používať podpažné barle alebo francúzske barle kvôli



odľahčenie postihnutej dolnej končatiny. U niektorých pacientov je prítomná asymetria v dĺžke jednotlivých fáz krokového cyklu. Rozsah pohybu v bedrovom kĺbe je obmedzený relatívne neskoro (Pavelka a kol., 2003).

Ďalšou indikáciou k operácii je častý výskyt fraktúr u jedincov vyššieho veku (Beek et al., 2013). Pravé pri chôdzi dochádza podľa Alessio et al. (1997) k najčastejším pádom, ktoré následne spôsobujú zlomeninu kosti. U týchto jedincov môže byť neskôr prítomný strach z pádov, čo sa môže negatívne prejaviť v ich motivácii k tréningu chôdze (Bellelli et al., 2006). Alessio et al. (1997) ďalej uvádzajú, že pri tréningu chôdze je u týchto jedincov dôležité dbať na prevedenie dostatočnej flexie bedrového i kolenného kĺbu a dorzálnej flexie v členku postihnutej končatiny počas švihovej fázy, pretože pri nedostatočnom odvinutí chodidla od podložky sa riziko pádu zvyšuje.

U starších jedincov (nad 70 rokov) je taktiež vyššie riziko výskytu demencie (Ambler, 2011). Práve v období, kedy ešte nemajú dovolenú plnú záťaž endoprotézy, môže byť pre takýchto pacientov veľmi ťažké sa naučiť chodiť s barlami a zapamätať si správny stereotyp chôdze, aby operovanú dolnú končatinu nepreťažili (Bellelli et al., 2006). Zaťažovanie končatiny v pooperačnom období, kedy fixácia endoprotézy závisí predovšetkým na operačnej technike, sa môže negatívne prejaviť na stabilite náhrady a pacient sa tak môže vystavovať nutnosti podstúpiť revíziu operáciu, ktorá je oveľa náročnejšia než prvá operácia (Dungl, 2005).

### **2.3.2 Zásady rehabilitácie**

Operačný výkon je len začiatkom celého liečebného procesu. Pooperačná rehabilitácia smeruje k nácviku chôdze k obnoveniu správnej činnosti bedrového kĺbu. Rehabilitácia by mala byť ideálne zahájená už pred operáciou. Pre pacienta by potom malo byť oveľa jednoduchšie rehabilitovať po operácii, čo by mohlo viesť aj ku zníženiu doby hospitalizácie. Rehabilitácia pred operáciou však naráža na organizačné i finančné prekážky (Dungl, 2005; Uchytíl, Jandačka & Foldyna, 2010). Konkrétna podoba rehabilitácie sa líši v závislosti na zvyklostiach oddelenia (Dungl, 2005). Doposiaľ nebol stanovený najoptimálnejší a najefektívnejší postup terapie (Cavanna et al., 2009).

Dungl (2005) popisuje priebeh rehabilitácie v prvých dňoch po operácii. Terapia prebieha zo začiatku na lôžku. Pacient aktívne cvičí pohyby v členku, izometricky zatína musculi (mm.) glutei a m. quadriceps femoris. Postupne sa pridáva aktívne cvičenie s dopomáhaním v bedrovom kĺbe, hlavne flexia do 90° a abdukcia. Operačným výkonom

dochádza k narušeniu prirodzených väzivových a svalových stabilizátorov, predovšetkým puzdra a zosilňujúcich ligament, stehennej fascie zosilnenej tractus iliotibialis a pelvifemorálnych svalov. To znamená, že bezprostredne po operácii je stabilita umelého kĺbu závislá predovšetkým na postavení oboch komponentov, na pevnosti zošitia tractus iliotibialis a stehennej fascie a na sile svalov s antiluxačnou funkciou, ktoré sú spravidla už primárne oslabené. Stabilita kĺbu sa postupne zvyšuje tvorbou väziva v kĺbnom priestore a zhojením fascií. Posilňovanie svalového plášťa (hlavne mm. glutei, m. iliopsoas a m. rectus femoris) má dynamický aj stabilizujúci efekt na TEP kĺbu (Dungl, 2005). Oslabenie abduktorov spôsobuje nestabilitu panvy vo frontálnej rovine, čo sa prejaví kolísavou chôdzou a pozitívnou Trendelenburgovou skúškou. Posilňovanie abduktorov a správne zapojenie svalov do stereotypu abdukcie tak môže eliminovať patologický tenzorový či kvadrátorový mechanizmus pri abdukcii bedrového kĺbu. Abdukcii v bedrovom kĺbe nacvičujeme v ľahu na zdravom boku. Stabilita panvy vo frontálnej rovine je podmienkou samostatnej lokomócie. Plné zaťaženie končatiny je možné až po jej získaní. Pri oslabení extenzorov dochádza k nestabilite v rovine sagitálne. Exenziu v bedrovom kĺbe trénujeme v ľahu na brucho (Uiberlayová, 2010).

Terapia pokračuje nacvičovaním sedu so zvesenými nohami, otáčaním sa na zdravý bok a brucho. Následne prebieha tréning chôdze po rovine. Po jeho zvládnutí sa v rámci terapie trénuje i chôdza po schodoch a po nerovnom teréne. Pacient zo začiatku zaťažuje končatinu iba jej hmotnosťou, nacvičuje tak tzv. simuláciu nášľapu (Dungl, 2005). Pro tento nácvik je vhodná trojdobá chôdza s podpažnými barlami, kedy pacient predsunie barle pred seba a vzoprie sa na nich tak, aby nezaťažil operovanú dolnú končatinu. Pri vertikalizácii a následnom nácviku chôdze je nutné počítať s určitou slabosťou pacienta a možnosťou vzniku závrate či mdloby (Jahoda a kol., 2003). Je teda zo začiatku vhodné cvičiť po kratší dobu viackrát denne do pocitu miernej únavy, než si pacient na pohybový režim zvykne a stane sa pre neho rutinou (Matouš a kol., 2005). Množstvo záťaže sa v závislosti na pooperačnej dobe postupne zvyšuje. Okolo 6 týždňov po operácii je obvykle dovolené končatinu zaťažiť polovicou telesnej hmotnosti. Tento časový údaj je však závislý na výsledkoch 16 klinických kontrol robených operátorom (Dungl, 2005). Povolením väčšej záťaže je vhodné odložiť podpažné barle a použiť francúzske barle. Dvojdobá chôdza s francúzskymi barlami je podobnejšia správne stereotypu chôdze (Jahoda a kol., 2003). Podľa odporúčenia operátora sa postupne odkladajú i francúzske barle, čo nastáva zhruba od 3 mesiacov po operácii. Pri nácviku chôdze je už od začiatku potrebné dbať na vytvorenie správneho stereotypu bez kompenzácií (Dungl, 2005). Dôraz na správny stereotyp chôdze sa kladie z toho dôvodu, že atypická chôdza vedie k zmene zaťažovania

príľahlých kĺbov a podieľa sa na vzniku degeneratívnych zmien (nielen) kontralaterálneho bedrového kĺbu (Banzer et al., 2004).

## 2.4 Chôdza

Chôdza predstavuje najbežnejší spôsob presunu z miesta na miesto (Perry & Burnfield, 2010). Charakterizuje ju opakujúci sa sled pohybov končatín a súčasne pohyb tela dopredu pri zachovaní stability. Jedná sa o spôsob lokomócie, ktorá je charakterizovaná fázou zaťaženia a odľahčenia končatiny. Pozorovateľovi môže chôdza pripadať ako jednoduchý a dokola sa opakujúci pohyb, avšak pri detailnej analýze zistíme, že chôdza je veľmi zložitý sekvenčný mechanizmus s mnohými fázami, ktoré sa cyklicky objavujú v určitom časovom slede, tzv. timingu. Tento zložitý pohybový úkon vplyva na celé telo od hlavy až k päte. Pri chôdzi každého jedinca je rytmus a charakter pohybov jednotlivých častí tela natoľko odlišný, že chodca je možné identifikovať práve podľa nej (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010, Véle, 2006).

Chôdza vyžaduje synchronne zapojenie všetkých kĺbov horných aj dolných končatín a súčasne celej chrbtice. Zapojenie jednotlivých pohybových segmentov celého tela riadi centrálna nervová sústava (CNS). Závislosť na riadiacom ústroji je zrejmá hlavne po narodení, kedy CNS nie je ešte úplne vyvinutá a chôdza je nerealizovateľná. Prvé kroky sú umožnené až v momente, kedy je dieťa schopné udržať určitý stupeň rovnováhy a má zaistenú kontrolu nad všetkými časťami svojho tela (Perry, 1992). Vařeka (2009) udáva, že deti začínajú chodiť samostatne medzi 9. – 18. mesiacom života. Véle (2006) tvrdí, že k posturálne zaistenej bipedálnej chôdzi dochádza až vtedy, keď dieťa stabilne udrží telo vo vertikále aspoň 2 – 3 sekundy na jednej nohe. Podľa Vojty (2010) sa dá o vyzretej vzpriamenej chôdzi hovoriť až vo veku cca 4 rokov. Od 3. roku dochádza u dieťaťa k normálnemu odvíjaniu planty, vo 4. roku býva dosiahnutý opakujúci sa reciproční vzorec, v 5. roku zvládnutý odraz nohy a okolo 6. roku by sa už stereotyp chôdze dieťaťa mal zhodovať so stereotypom dospelého človeka (Dvořák, 2003). K tomu, aby mohlo prebehnúť plné zaťaženie pri stoji a chôdzi, je dôležitý vývoj osifikačných centier bedrových hlavíc či iných štruktúr bedrových kĺbov a zaistenie vhodnej postury vrátane primeraného spevnenia trupu (Vařeka, 2009).

Chôdza je prirodzený pohybový prejav človeka. Je to základný lokomočný stereotyp vybudovaný počas ontogenézie. V tejto komplexnej pohybovej schopnosti sa môžu prejaviť poruchy pohybového aparátu alebo nervovej sústavy (Kolář et al., 2009). Beaulieu, Lamontagne a Beulé (2010) uvádzajú, že mechanika dolných končatín pri chôdzi sa u pacientov po jednostrannej TEP bedrového kĺbu mení. Táto operácia má dopad nielen na operovanú dolnú končatinu, ale aj na zdravú. Aby bolo možné pochopiť biomechaniku chôdze

a jej patológie spojené s náhradou bedrového kĺbu, je dôležité vedieť rozlíšiť jednotlivé fázy krokového cyklu (KC) a svalovú aktivitu s nimi spojenú.

### 2.4.1 Krovový cyklus

KC (dvojkrok) je považovaný za základnú jednotku chôdze. Whittle (1997) ho definuje ako časový interval kompletne vykonaného deja, ktorý sa neustále opakuje. Podľa Perry (1992) je KC zahájený kontaktom jedného chodidla v zmysle kontaktu päty s podložkou. V momente, kedy kontralaterálna švihová končatina kontaktuje opornú plochu, je dokončený jeden krok. Dvojkrok končí opätovným kontaktom päty tej istej končatiny.

Zjednodušene môžeme KC rozdeliť na dve fázy: stojnú a švihovú. Stojná fáza je doba, počas ktorej je noha v kontakte s podložkou a prenáša hmotnosť tela. Táto fáza zaisťuje stabilitu chôdze a je nevyhnutná pre správnu švihovú fázu. Stojná fáza tvorí 62 % KC. Zvyšných 38 % KC tvorí fáza švihová – dynamická, zahájená ukončením kontaktu chodidla nohy s podložkou. Počas tejto fázy sa švihová končatina presúva pred stojnú, takže dochádza k pohybu vpred (Perry, 1992; Trew & Everett, 1997).

Ďalšie jednotlivé subfázy stojnej a švihovej fázy sa líšia názvoslovím, ktoré im prideliť rôzni autori. Napríklad terminológia podľa Vaughan (1992) je viac špecifická a používa sa na charakteristiku normálnej chôdze bez patológie. Trew (1997) klasifikuje KC veľmi jednoducho. Popisuje v siedmich bodoch aktuálnu polohu dolnej končatiny v stojnej fáze a zrýchlenie vo fáze švihovej. Sutherland et al. (1988) uvádza v stojnej fáze začiatočnú dvojoporovú fázu, po ktorej nasleduje jednooporová fáza a po nej druhá dvojoporová fáza. Podobné názvy jednotlivých subfáz popísali aj ďalší autori: Gage (1991), Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini (1994), Kirtley (2006) či Véle (2006). V diplomovej práci budeme používať názvoslovie podľa Perry (1992) (obrázok 8), pretože je všeobecné a je možné ho použiť pri hodnotení rôznych patologických foriem chôdze, zároveň sa v dostupnej literatúre objavuje najčastejšie.

Základné rozdelenie KC podľa Perry (1992):

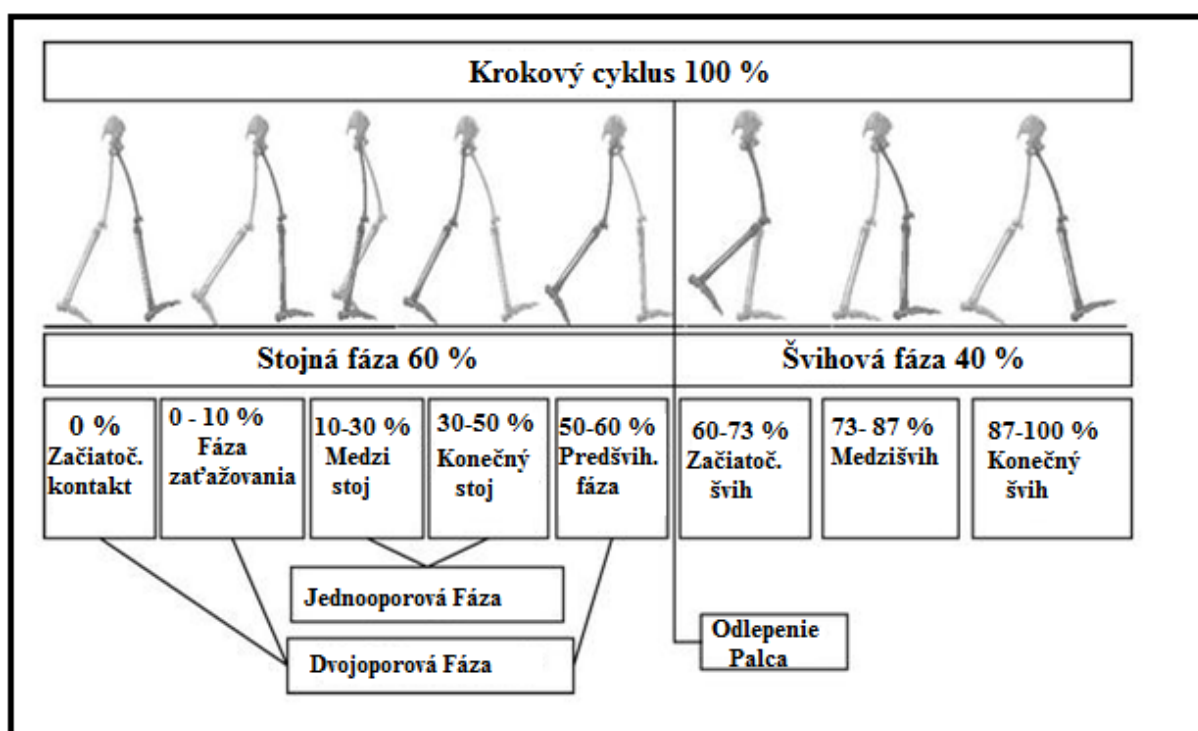
Stojná fáza

1. Initial contact (začiatočný kontakt)
2. Loading response (fáza zaťažovania): 0 – 10 %.
3. Mid stance (medzistoj): 10 – 30 %.

4. Terminal stance (konečný stoj): 30 – 50 %.
5. Preswing (predšvihová fáza): 50 – 60 %.

### Švihová fáza

1. Initial swing (začiatkový švih): 60 – 73 %.
2. Mid swing (medzišvih): 73 – 87 %.
3. Terminál swing (konečný švih): 87 – 100 %.



**Obrázok 8.** Rozdelenie stojnej a švihovej fázy, upravené podľa Perry (1992).

### 2.4.2 Biomechanika chôdze

Pri chôdzi dochádza k pravidelnému striedaniu otvorených a uzavretých kinematických reťazcov, ktoré sa cyklicky striedajú. Uzavretý kinematický reťazec združuje pohyby šíriace sa z jedného kĺbu na druhý. V praxi to znamená, že od chvíle kontaktu päty s podložkou dochádza k šíreniu pohybu z chodidla na členok, koleno cez bedrový kĺb na panvu, chrbticu, hrudník, horné končatiny až k hlave (Vařeka & Vařeková, 2012).

Pri pohybe dolných končatín dochádza k premene potenciálnej energie na kinetickú. Pri dopade končatiny na podložku dochádza vplyvom reakčnej sily podložky k zníženiu celkovej mechanickej energie systému, ktorá sa premieňa na zvuk a deformáciu. Telo preto prichádza o časť energie, bez ktorej by nebolo schopné dosiahnuť vertikálnu polohu. Stratená energia je krytá svalovou prácou. Mechanická energia je uchovávaná v kostnom tkanive, v šľachách a väzoch či kĺbných chrupavkách (Matjačić, 2009).

Podľa Watkinsa (2010) zodpovedá pohybu tela pri chôdzi pohyb ťažiska, ktoré vykonáva pohyb vo všetkých rovinách. Počas chôdze sa ťažisko tela nachádza najnižšie pri kontakte päty s podložkou, naopak najvyššie vo fáze strednej opory a v súlade so zachovaním potenciálnej a kinetickej energie sú tieto fázy vždy v antagonistickom vzťahu. Pre ľudskú bipedálnu lokomóciu je práve kontakt päty s podložkou a s členkovým kĺbom v dorzálnej flexii (tzv. heel strike) charakteristická, a odlišuje ju od všetkých ostatných živočíšnych druhov (Simonsen, 2014). Po kontakte päty dochádza k združeniu pronácie kalkaneu vo frontálnej rovine s addukciou talu v sagitálnej rovine. Následná vnútorná rotácia v predkolení v transverzálnej rovine sa spája s flexiou kolenného kĺbu v rovine sagitálnej. Flexia kolenného kĺbu je združená s valivým a posuvným pohybom kondylov femuru po tibiálnom plató, kondyly femuru rotujú voči predkoleniu smerom von (Vařeka & Vařeková, 2012). Bedrový kĺb je extendovaný takmer počas celej opornej fázy (Simonsen, 2014).

Pri chôdzi dochádza k rotácii panvy smerom dopredu na strane švihovej dolnej končatiny v transverzálnej rovine, zatiaľ čo na strane stojnej končatiny panva ku koncu opornej fázy rotuje opačným smerom, to znamená dozadu. Uhlové momenty generované pohybom panvy potom musia byť vyrovnané kontrarotáciou trupu, alebo nepriamo recipročným švihom paží (Lamoth, Beek, & Meijer, 2002).

### **2.4.3 Časovo-priestorové parametre chôdze**

K detailnejšiemu popisu chôdze z hľadiska priestoru sa využívajú tieto štyri základné parametre: dĺžka kroku (*step*) – označuje vzdialenosť medzi pätami pravej a ľavej dolnej končatiny, dvojkrok (*stride*) – označuje vzdialenosť medzi miestom dopadu rovnakej dolnej končatiny na začiatku a na konci jej cyklu, šírka kroku (*step width*) – znamená vzdialenosť medzi dvoma chodidlami (meria sa od stredu päť) a uhol palca/nohy (*toe angle, foot angle*) – označuje mieru rotácie nohy (Birch et al., 2015; Kirtley, 2006; Valmassy, 1995; Whittle, 1996).

K najčastejšie používaným časovým parametrom patrí rýchlosť a kadencia, čiže kroková frekvencia – počet samostatných krokov prevedených za určitú časovú periódu (najčastejšie 1 minúta) (Birch et al., 2015). Pohybuje sa v rozmedzí  $f = 90\text{--}140$  krokov/min (Kirtley, 2006; Nordin & Frankel, 2001). S rastúcou hodnotou kadencie klesá doba stojnej a švihovej fázy (Valmassy, 1995). V rámci pohlavia majú ženy nižšiu rýchlosť chôdze a kratšiu dĺžku dvojkroku, zato väčšiu krokovú frekvenciu než muži. Vyšší vek má podľa štúdií najväčší vplyv na variabilitu (napr. rýchlosti chôdze) a fázy lokomócie (napr. dĺžka kroku/dvojkroku) (Hollman et al., 2012; Verlinden et al., 2013).

#### **2.4.4 Chôdza u ľudí s koxartrózou**

Pohybový aparát človeka kladie mimoriadne nároky na kĺby a ich kontaktné plochy. Pri chôdzi sú kĺby dolných končatín vystavené dynamickým silám, ktoré vzhľadom k ich dlhodobému a cyklickému opakovaniu, vedú často k deštrukcii kontaktných plôch chrupaviek (Nedoma, 2006). Koxartróza spôsobuje štrukturálne zmeny v kĺbe, ktoré bývajú zdrojom nociceptívneho dráždenia. Menia sa tlakové pomery v bedrovom kĺbe, ktoré spôsobujú nielen bolestivé fenomény, ale ruku v ruke aj svalové patológie a poruchy v riadení chôdze ako takej. Zmenu týchto podmienok nasledovne pozorujeme v kĺbovom vzorci, rozsahu pohybu a joint play. Prieskumy ukázali, že schopnosť chôdze nie je závislá na rozsahu degeneratívnych zmien a dĺžke ochorenia. Negatívne môže pôsobiť bolesť, atrofia svalstva a hypokinézia jedinca. Operácia preto nebýva indikovaná len na podklade rádiologicky stanoveného rozsahu degeneratívnych zmien, ale hlavne kvôli neschopnosti chôdze, či limitácie v bežných denných aktivitách (Weller, 2007). V začiatkových štádiách koxartrózy je rýchlosť chôdze, pravidelnosť a dĺžka kroku takmer fyziologická (Dujardin, 1997). Pacienti trpiaci koxartrózou skracujú pri chôdzi švihovú fázu postihnutej končatiny a v stojnej fáze je možné pozorovať predĺženie fázy zaťažovania. Vďaka flekčnému, addukčnému a extero rotačnému postaveniu v bedrovom kĺbe, je u osôb s koxartrózou možné pozorovať funkčný skrat končatiny, ktorý býva kompenzovaný zmenou postavenia panvy alebo nedostatočnou extenziou v kolennom kĺbe kontralaterálnej končatiny. Vplyvom šikmého postavenia panvy sa môže rozvinúť kompenzačná skolióza a tým môže dôjsť k preťaženiu chrbtice (Dungl, 2005).

Pre bežné denné činnosti a taktiež pre chôdzu je potrebný oveľa menší rozsah pohybu v bedrovom kĺbe než sa udáva v učebniciach anatómie. Kosti a väzy počas chôdze neposkytujú rotačnú stabilitu bedrového kĺbu a preto sa udáva, že zaistenie tejto stability je primárne záležitosť svalová (Steward, 2006). Grimaldi (2009) vo svojej štúdií pozoroval stav svalov



na magnetickej rezonancii a zistil, že m. gluteus medius a m. piriformis boli v okolí postihnutého bedrového kĺbu objemovo menšie u jedincov s pokročilou patológiou. Už ľahká artróza zvyšuje aktivitu adduktorov bedrového kĺbu počas stoja. Kokontrakcia medzi abduktormi a adduktormi bedrového kĺbu je nevyhnutnou podmienkou pre udržanie laterálnej stability panvy. Grimaldi (2009) ďalej uvádza, že pokiaľ je táto rovnováha narušená, sú tieto zmeny príčinou zvýšeného laterálneho úklonu trupu počas zaťaženia dolnej končatiny v priebehu stojnej fáze. V praxi sa väčšinou insuficiencia abduktorov bedrového kĺbu kompenzuje použitím vychádzkovej paličky na kontralaterálnej strane od postihnutého kĺbu počas stojnej fázy kroku, čím sa dá nežiadúci pokles panvy korigovať a tak zabrániť preťažovaniu lumbosakrálneho úseku chrbtice (Mikula, 2002). Ishii (1999) uvádza, že vo vyššom veku dochádza k zníženiu kĺbovej propiocepcie. Pre nedostatok informácií z proprioceptorov, môže dochádzať k upadnutiam tým, že spätná väzba na korekciu pohybu nastupuje oneskorene. Ďalej vyslovuje hypotézu, že v bedrovom kĺbe sú podstatnejšie mimo kĺbne komponenty, ktoré sa podieľajú na spoločnej propioceptívnej stimulácii.

## 2.5 Možnosti pohybovej analýzy

Z hľadiska biomechaniky patrí kinematická a dynamická analýza pohybu k najčastejším metódam, ktoré sa používajú na podrobnú analýzu a hodnotenie pohybu ako takého, čiže i chôdze (Svoboda & Janura, 2010). K tomu, aby mohli byť tieto metódy využité, je potrebné adekvátne materiálne a technické vybavenie a dostatočný časový priestor (Janura & Zahálka, 2004). Pre náročnosť získania zmienených atribútov v bežnej klinickej praxi je prístrojová analýza chôdze v súčasnej dobe stále málo rozšírenou metódou avšak potenciál jej uplatnenia v liečbe a následnej rehabilitácii je veľký. Obvyklé kineziologické vyšetrenie väčšinou pozostáva zo subjektívnych informácií, a preto je práve objektívnosť prístrojovej analýzy chôdze jej nepochybnou výhodou. Laboratórna analýza môže vo fyzioterapii doplniť klinické vyšetrenie či dopomôcť v diagnostike pohybových porúch. Okrem toho umožňuje hodnotenie liečebných metód vo fyzioterapii a objektívne sledovanie priebehu ochorení. (Švehlík, Zwick, Steiwender, Kraus, & Linhart, 2011).

### 2.5.1 Kinematická analýza

Medzi prístroje určené k meraniu kinematických veličín pohybov ľudského tela patrí goniometer, akcelerometer, akustické senzory, elektromagnetické senzory a zariadenia pre zachovanie obrazu (Soumar, 2011).

Kinematické metódy sledujú pohyb bez ohľadu na príčinu (silu), ktorá ho spôsobuje. Princíp spočíva v analýze zmeny polohy a orientácie segmentov tela v priestore, veľkosti uhlových zmien medzi segmentami, ktoré zodpovedajú lineárnej a uhlovej rýchlosti segmentov tela. Označením segmentov na tele probanda a určením ich súradníc je možné vypočítať dĺžku segmentov a veľkosť uhlu medzi nimi. Ide o vysokofrekvenčné snímanie reálneho pohybu, ktorý je následne transformovaný do digitálnej podoby, čím je vytvorené virtuálne prostredie. Stanovením polohy bodu v závislosti na čase, je možné postupne odvodiť ďalšie kinematické veličiny ako je rýchlosť (uhlová rýchlosť), zrýchlenie (uhlové zrýchlenie). Digitálna forma záznamu pohybu umožňuje následnú simuláciu pohybu využiteľnú k tvorbe optimálnych variant a modelov pohybu (Janura & Zahálka, 2004; Janura & Svoboda, 2010).

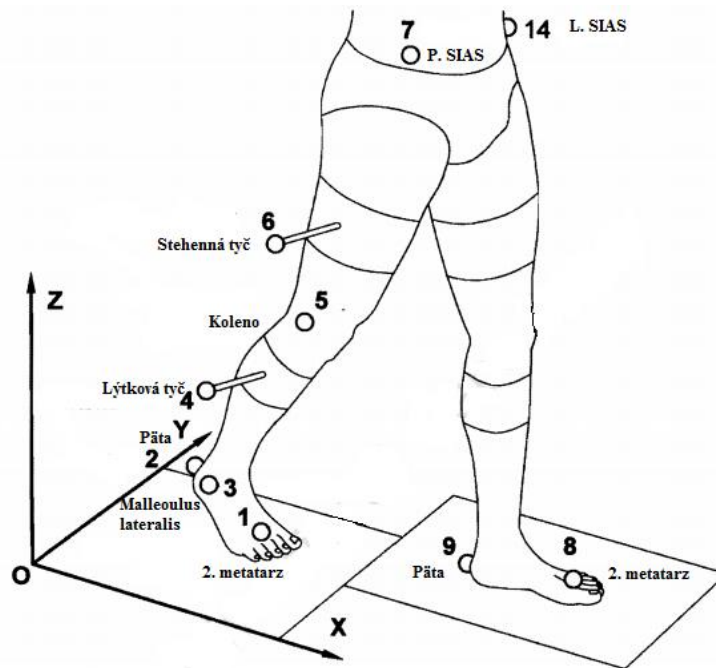
Za najrýchlejšie a najkvalitnejšie prístroje sú v dnešnej dobe považované optoelektronické zariadenia (napr. systém Vicon MX, ktorý bol využitý pri našom výskume), ktoré dokážu s vysokou presnosťou zaznamenať polohu reflexných značiek vo všetkých troch

rovinách (Svoboda & Janura, 2010). Preto je k analýze chôdze často využívaná technológia tridimenzionálnej analýzy pohybu (3D). Pri použití videozáznamu pri analýze pohybu sa každý trojrozmerný predmet zobrazuje ako dvojrozmerný obraz. Jedným záznamovým zariadením je možné získať iba rovinné (2D) súradnice bodu. Aby mohla byť zachytená trajektória pohybu pre priestorovú analýzu, musia byť použité najmenej 2 kamery. Priestorové súradnice bodu sa následne získajú transformáciou rovinných súradníc. Pre 3D analýzu sa tradične používa 6 a viac kamier, ktoré sú z pravidla umiestnené tak, aby bola každá značka na tele probanda viditeľná aspoň z dvoch kamier (Kirtley, 2006; Whittle, 1996).

### **2.5.2 Umiestnenie značiek pre záznam pohybu**

Pre označenie segmentov tela sa v kinematickej analýze používajú rôzne typy značiek. Môžu byť aktívne, ktoré vysielajú signál a ten je zaznamenaný špeciálnymi kamerami, alebo pasívne, u ktorých sa využíva ich kontrastný povrch (tzv. reflexné značky) (Svoboda & Janura, 2010). Reflexný typ značiek odráža infračervené alebo viditeľné svetlo, ktoré vychádza zo zdroja umiestneného v blízkosti kamery. Pre rozmiestnenie reflexných bodov je Medzinárodnou spoločnosťou pre biomechaniku doporučený postup, podľa ktorého je vhodné zakaždým využiť súbor presne definovaných bodov v oblasti kostných výbežkov a ich projekcie na povrch tela (Wu et al., 2005). Značky pre analýzu chôdze sú pripevnené najčastejšie podľa dynamického modelu PlugInGait alebo PlugInGait FullBody (Svoboda & Janura, 2010). Výber značiek závisí na type použitého systému a spôsobe riešenia daného výskumu.

Najrozšírenejší model pre umiestnenie značiek pre dolné končatiny a panvu je modifikovaná sada značiek Helen Hayes (obrázok 9). Využíva 15 značiek pre definovanie siedmich telesných segmentov: os sacrum na úrovni 2. krížového stavca (S2), spina iliaca anterior superior (SIAS), epicondylus lateralis femoris, malleolus lateralis, oblasť medzi hlavičkou 2. a 3. metatarzu a calcaneus. Kvôli výpočtu rotácie segmentov sú značky umiestnené aj na stehne a lýtku pomocou stehennej a lýtkovej „tyče“ (Kirtley, 2006).



**Obrázok 9.** Rozmiestnenie značiek podľa modifikovaného modelu Helen Hayes, upravené podľa Kirtley (2006).

### 2.5.3 Kalibrácia systému

Pred samotným zahájením merania je okrem správneho rozmiestnenia kamier nutné systém skalibrovať, a to kvôli možnosti prevodu vyhodnotených dát na reálne hodnoty a z toho vyplývajúcu presnosť výsledkov. Prístrojový software sa používa pre výpočet vzťahov medzi známou 3D polohou značky a jej 2D pozíciou v zornom poli rôznych kamier. Získané rovinné súradnice sú procesom transformácie prevedené do skutočných priestorových súradníc. Výnimku predstavuje tzv. Coda systém, ktorý má senzory kalibrované už počas výroby (Chung, 2012; Janura & Zahálka, 2004; Whittle, 1996).

### 2.5.4 Chyby merania

Presnosť systému je definovaná ako rozdiel medzi skutočnými a nameranými hodnotami. Ich veľkosť je možné určiť pomocou absolútnej a relatívnej chyby (Dianty & Norman, 1987).

Pri každom meraní sa stáva, že dôjde k chybám. Existujú dve hlavné príčiny, kedy sa nemusíme dopracovať k správnym výsledkom. Odchýlka môže nastať pri určovaní anatomických súradníc anatomických značiek. Chyba vzniká pri manuálnom označovaní, kedy

sú značky umiestňované na mäkké tkanivá. Kvôli pohyblivosti kože a vzdialenosti povrchu značky od centra pohybu vzniká chyba asi  $1^\circ$ . Klinické merania ale ukazujú, že odchýlka môže byť až  $5^\circ$ . Napríklad oblasť nohy je veľmi zložitá a členitá, preto je pri meraní považovaná skôr za rigidnú štruktúru (Giannini et al., 1994; Kirtley, 2006; Whittle, 1996). V súčasnej dobe prístroje na meranie 3D kinematickej analýzy nie sú významným zdrojom chýb pri klinickom meraní chôdze (Svoboda & Janura, 2010).

Aj matematické výpočty, ktoré sú nutné pre získanie výsledkov kinematickej analýzy, môžu chyby zvýrazniť. Malé odchýlky vedú k tzv. digitalizačnému šumu pri meraní. Redukcia šumu je možná pomocou polynomickej regresie a interpolácie s využitím splajnov alebo filtrovaním signálu (signál s nízkou frekvenciou sa ponechá, vysokofrekvenčné signály sa blokujú (Janura & Zahálka, 2004; Whittle, 1996).

Kinematická analýza má rozmanité využitie. Okrem športu (technika športového výkonu), priemyslu (bezpečnosť v automobiloch) či zábavy (filmový priemysel) je nepostrádateľná predovšetkým v zdravotníctve (lekárstvo, ergonómia, fyzioterapia). Štúdium kinematických veličín spoločne s kinetickými parametrami chôdze môže pomôcť pri odhalení príčin preťažovania pohybového ústroja (Soumar, 2011).

## **3 CIELE PRÁCE A HYPOTÉZY**

### **3.2 Hlavný cieľ práce**

Cieľom práce bolo experimentálne overiť vplyv totálnej endoprotézy bedrového kĺbu na kinematické parametre dolných končatín a panvy pri chôdzi.

#### **3.1.2 Dielčie ciele**

1. Uskutočniť výber parametrov vhodných pre kinematickú analýzu chôdze.
2. Uskutočniť výber pacientov splňujúcich podmienky primárnej TEP bedrového kĺbu.
3. Posúdiť rozdiely kinematických parametrov panvy a dolných končatín počas chôdze pred a po operácii, na operovanej a neoperovanej končatine.

### **3.2 Výskumné otázky**

Ako ovplyvňuje TEP bedrového kĺbu kinematiku panvy počas chôdze?

Ako ovplyvňuje TEP bedrového kĺbu kinematiku jednotlivých kĺbov dolných končatín počas chôdze?

### **3.3 Hypotézy**

H<sub>1</sub>: Vplyvom TEP dôjde pri chôdzi k zmene kinematických parametrov dolných končatín a panvy.

H<sub>01</sub>: Kinematické parametre dolných končatín a panvy sa pri chôdzi u pacientov po TEP bedrového kĺbu nelíšia:

A) u operovanej dolnej končatiny,

B) u neoperovanej dolnej končatiny.

H<sub>2</sub>: Vplyvom TEP dôjde pri chôdzi k zmene kinematických parametrov medzi operovanou a neoperovanou dolnou končatinou.

H<sub>02</sub>: Kinematické parametre chôdze sa medzi operovanou a neoperovanou dolnou končatinou nelíšia:

A) pred operáciou,

B) po operácii.

*Poznámka:* Platnosť jednotlivých hypotéz bola overovaná pre jednotlivé kĺby dolných končatín a polohu panvy.

## **4 METODIKA**

Tento výskum bol realizovaný v rámci projektu „Biomechanická analýza chôdze pacientov po totálnej endoprotéze bedrového kĺbu“ (IGA č.: FTK\_2014:010).

Projekt bol schválený etickou komisiou Fakulty telesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (FTK UP).

### **4.1 Výskumný súbor**

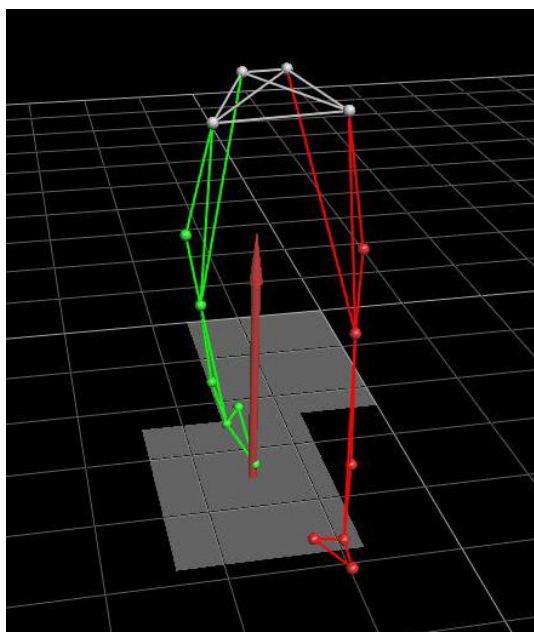
Zahájenia výskumu sa v rámci vstupného merania zúčastnilo 35 jedincov. Kritériom pre zaradenie osôb do sledovanej skupiny bola plánovaná primárna jednostranná TEP bedrového kĺbu. V období okolo jedného roku po operácii bolo zmeraných 25 probandov, zostávajúci sa opakovaného merania nezúčastnili z časových a zdravotných dôvodov. Z hľadiska náročnosti spracovania a vyhodnotenia záznamu bolo do experimentálnej skupiny zaradených 10 pacientov (6 žien a 4 muži) Ortopedickej kliniky Fakultnej nemocnice v Olomouci (FNOL) (priemerný vek  $63,7 \pm 11,9$  roku, výška  $166,7 \pm 8,1$  cm, hmotnosť  $76,4 \pm 9,1$  kg, doba po operácii  $12,6 \pm 1,1$  mesiacov).

### **4.2 Použité prístrojové vybavenie**

Pre získanie základných kinematických parametrov chôdze a pre určenie vzťahu pohybu medzi kĺbmi dolných končatín a panvy počas krokového cyklu, bol použitý optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Veľká Británia). Systém Vicon MX umožnil záznam pohybu pomocou siedmych infračervených kamier (typ T10, frekvencia snímania 120 Hz pri plnom rozlíšení 1000 x 1000 pixelov), ktoré v priestore snímajú reflexné značky umiestnené na vopred definovaných bodoch tela. Súradnice týchto bodov boli získané s využitím software Vicon Nexus. Pre detekciu krokového cyklu boli použité dve plošiny firmy Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švajčiarsko) o rozmeroch 600 x 400 x 35 mm.

Miestnosť určená pre analýzu chôdze poskytovala dostatok priestoru pred aj za meranou dráhou, aby bolo zaistené meranie plynulého krokového cyklu bez začiatočného zrýchlenia a záverečného spomalenia chôdze.





**Obrázok 10.** Simulácia krokového cyklu zobrazujúca odraz palca (toe off) ľavej dolnej končatiny a kontakt päty s podložkou (heel strike) pravej dolnej končatiny v programe Vicon MX.

### **4.3 Organizácia zberu dát**

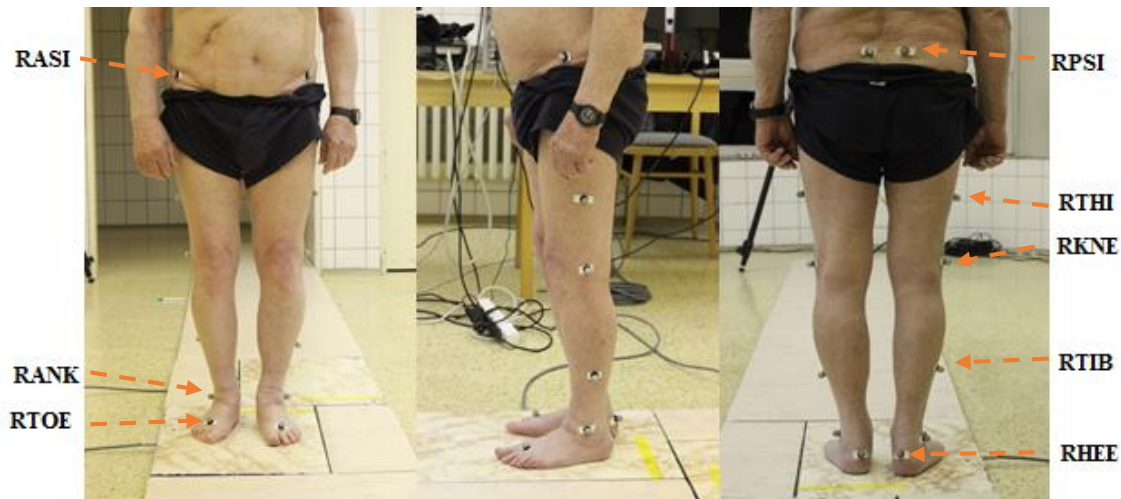
Na základe vopred dohodnutej spolupráce s Ortopedickou klinikou FNOL, boli do laboratória chôdze v priestoroch FNOL posielaní vybraní pacienti. Pred začiatkom merania bol každý pacient zoznámený s priebehom merania a podpísal informovaný súhlas s anonymným využitím údajov pre vedeckú prácu.

#### **4.3.1 Odobranie vstupných parametrov**

Po úvodnom vyplnení informovaného súhlasu pacientov, nasledovalo vstupné vyšetrenie parametrov, potrebných pre výpočet stredov kĺbov v rámci kinematickej 3D analýzy pohybu. V rámci tohoto vyšetrenia boli získané údaje o telesnej hmotnosti a telesnej výške, veku probandov, dĺžke dolných končatín, šírky kolenného kĺbu a členku.

#### **4.3.2 Príprava na meranie**

Po získaní vstupných parametrov sme následne na koži v mieste kostených prominencií vybraných bodov v oblasti dolných končatín a panvy nalepili 16 reflexných značiek. Značky boli nalepené podľa štandardného modelu dolných končatín (PlugInGait).



**Obrázok 11.** Označenie bodov podľa modelu PlugInGait na pravej dolnej končatine a panve.

### **PlugInGait Model**

- v oblasti panvy: spina iliaca anterior superior (LASI, RASI), spina iliaca posterior superior (LPSI, RPSI),
- v oblasti dolnej končatiny: veľký trochanter femuru (LTHI, RTHI), laterálny epikondyl femuru (LKNE, RKNE), laterálny kondyl tibie (LTIB, RTIB), laterálny malleolus (LANK, RANK), hlavička II. metatarzu (LTOE, RTOE) a päta (LHEE, RHEE).

### **Priebeh merania**

Po inštalácii 7 infračervených kamier systému Vicon MX prebehla kalibrácia snímaného priestoru v software Vicon Nexus. Vymedzený úsek chôdze predstavoval cca 10 m dlhý chodník, do ktorého boli umiestnené 2 silové plošiny Kistler kvôli detekcii krokového cyklu. Každý proband absolvoval 2 pokusy v pokojovom stoji a po nej bola vykonaná statická kalibrácia dát. Následne prebehlo 10 pokusov prirodzenej chôdze.

Meranie prebiehalo:

- 1 deň pred operačným výkonom,
- cca 1 rok po operácii.

## **4.4 Analýza dát**

### **4.4.1 Spracovanie záznamu a merané parametre kinematickej 3D analýzy**

Nasnímanie a záznam krokovej sekvencie bolo spracované v programe Vicon Nexus, v ktorom boli odpovedajúcim segmentom priradené body podľa modelu PlugInGait. Použitím Woltringovho filtru s frekvenciou 10 Hz bola vykonaná filtrácia dát. Následne bol označený začiatok a koniec jedného krokového cyklu pre každú končatinu zvlášť, určené začiatky a konce ďalších krokových cyklov a doplnené stredy kĺbov s ďalšími bodmi, nutnými pre výpočet rotácií segmentov. Potom boli výsledné dáta exportované vo formáte c3d k spracovaniu v programe Vicon Polygon. U každého pacienta bolo pre analýzu dát vybraných 5 najlepších pokusov chôdze (z 10 absolvovaných). Medzi sledované parametre patrilo maximálny a celkový rozsah pohybu panvy a kĺbov dolných končatín v priebehu krokového cyklu vo všetkých troch anatomických rovinách. Exportované dáta boli rozdelené pre štatistické spracovanie podľa jednotlivých oblastí pletenca dolnej končatiny a príslušnej anatomickej roviny, a odoslané do Excelu.

### **4.4.2 Štatistické spracovanie dát**

Namerané dáta boli štatisticky spracované v programe STATISTICA (12.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z nameraných dát boli vypočítané základné popisné charakteristiky (priemer, smerodajná odchýlka). K určeniu rozdielov jednotlivých kinematických parametrov chôdze bola využitá dvojfaktorová analýza rozptylu (jedným faktorom bola končatina operovaná/neoperovaná, druhým faktorom bolo meranie pred/po operácii) a Fisherov post hoc test. Pre interpretáciu výsledkov boli na porovnanie použité priemerné hodnoty jednotlivých parametrov z 5 najlepších pokusov. Hypotézy boli testované pri hladine štatistickej významnosti  $p < 0,05$ .

## 5 VÝSLEDKY

Cieľom výskumu bolo zistiť, ako sa zmení uhlový rozsah pohybu jednotlivých kĺbov dolných končatín a panvy vplyvom jednostrannej TEP bedrového kĺbu počas chôdze.

### 5.1 Výsledky k hypotéze $H_{01}$

*$H_{01}$ : Kinematické parametre dolných končatín a panvy sa počas chôdze u pacientov po TEP bedrového kĺbu nelíšia:*

*A) u operovanej dolnej končatiny,*

*B) u neoperovanej dolnej končatiny.*

*Namerané hodnoty jednotlivých kinematických parametrov pre dolné končatiny a panvu sú uvedené v tabuľkách 1 – 8 (Príloha 1).*

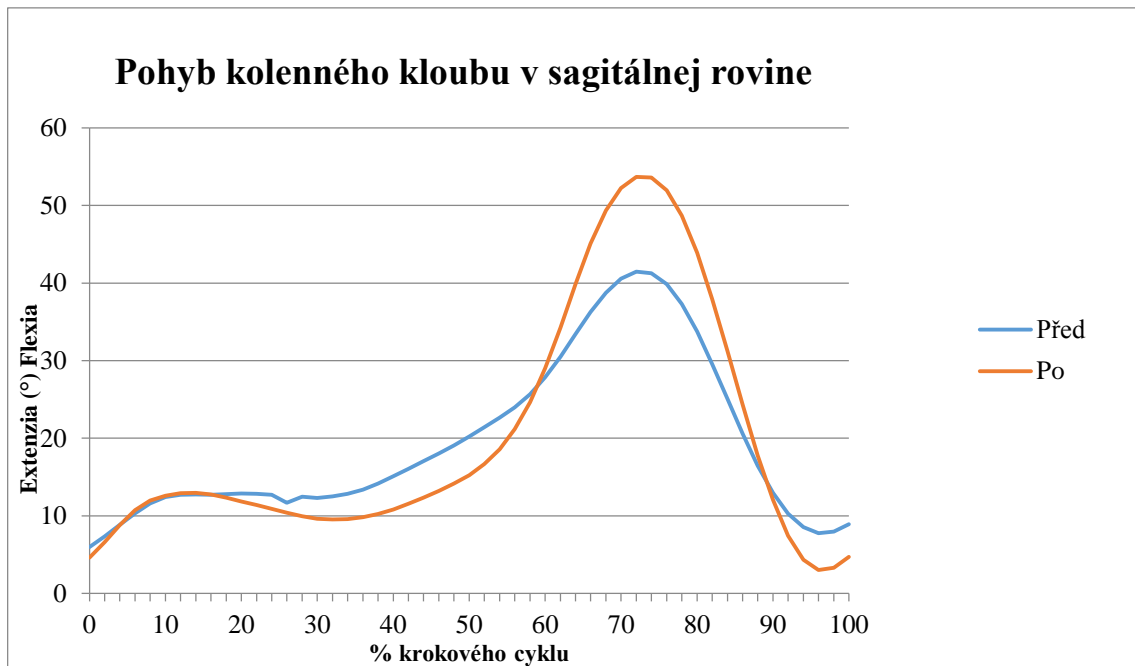
#### **Oblasť členka**

Počas chôdze nebol po operácii zistený štatisticky významný rozdiel ( $p < 0,05$ ) v meraných uhlových parametroch členka v sagitálnej a frontálnej rovine na operovanej ani na neoperovanej dolnej končatine. Vzhľadom k veľkej variabilite výsledkov neboli parametre vo frontálnej rovine (celkový rozsah pohybu) a v transverzálnej rovine hodnotené pre obe dolné končatiny (Príloha 1: Tabuľka 1 a 5).

*Hypotézu  $H_{01}$  pre členok u operovanej i neoperovanej dolnej končatiny na základe našich výsledkov nemožno zamietnuť.*

#### **Oblasť kolenného kĺbu**

Počas chôdze sa po operácii významne zväčšil ( $p = 0,024$ ) celkový rozsah pohybu v kolennom kĺbe v sagitálnej (Graf 1) rovine na operovanej dolnej končatine. Pre frontálnu a transverzálnu rovinu nebol po operácii zistený štatisticky významný rozdiel ( $p < 0,05$ ) (Príloha 1: Tabuľka 2).



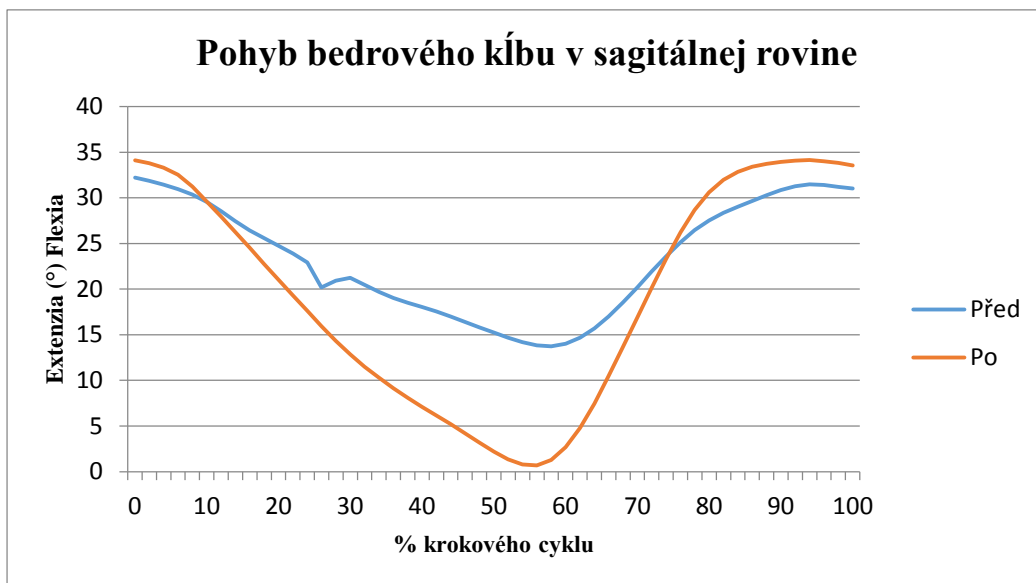
**Graf 1.** Pohyb kolenného klbu v sagitálnej rovine na operovanej dolnej končatine

Pre kinematické parametre kolenného klbu neoperovanej dolnej končatiny neboli zistené štatisticky významné rozdiely ( $p < 0,05$ ) pred operáciou ani po operácii (Príloha 1: Tabuľka 6).

*Hypotézu  $H_{01}$  pre kolenný klb operovanej dolnej končatiny na základe našich výsledkov zamietame, avšak pre neoperovanú dolnú končatinu túto hypotézu nemožno zamietnuť.*

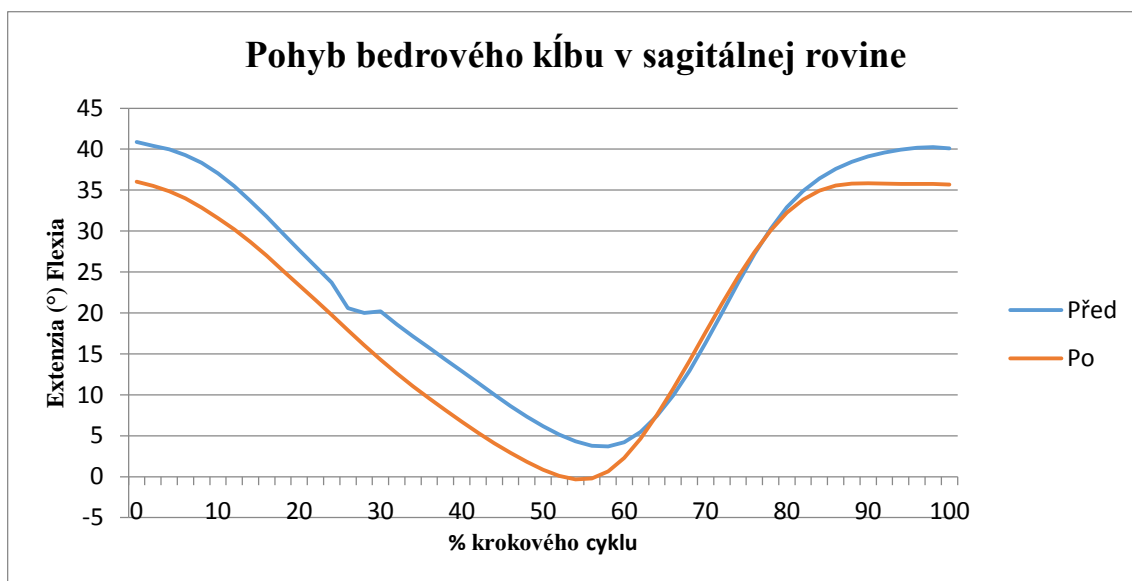
### **Oblasť bedrového klbu**

Počas chôdze sa po operácii na operovanej dolnej končatine významne zväčšil ( $p < 0,001$ ) celkový rozsah pohybu v bedrovom klbe v sagitálnej (Graf 2) rovine. To platí aj pre maximálnu veľkosť extenzie v bedrovom klbe počas odrazovej fázy ( $p = 0,001$ ). Vo frontálnej rovine sa štatisticky významne zväčšil ( $p = 0,008$ ) celkový rozsah pohybu v bedrovom klbe (Príloha 1: Tabuľka 3).



**Graf 2.** Pohyb bedrového klbu v sagitálnej rovine na operovanej dolnej končatine

Na neoperovanej dolnej končatine bola po operácii počas brzdiacej fázy maximálna veľkosť flexie (Graf 3) v bedrovom klbe štatisticky významne menšia ( $p = 0,038$ ) (Príloha 1: Tabuľka 7). V ďalších parametroch neboli rozdiely štatisticky významné.

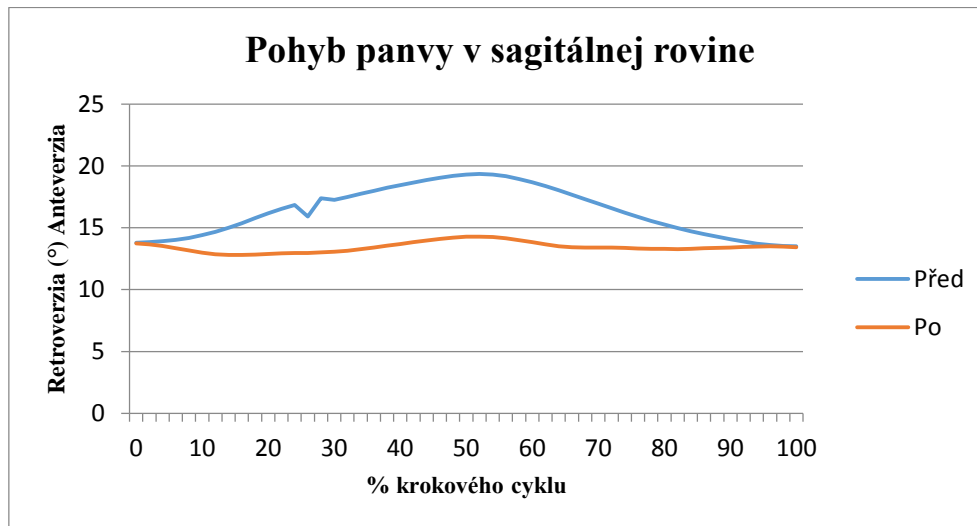


**Graf 3.** Pohyb bedrového klbu v sagitálnej rovine na neoperovanej dolnej končatine

*Hypotézu  $H_{01}$  pre bedrový klb operovanej i neoperovanej dolnej končatiny na základe našich výsledkov zamietame.*

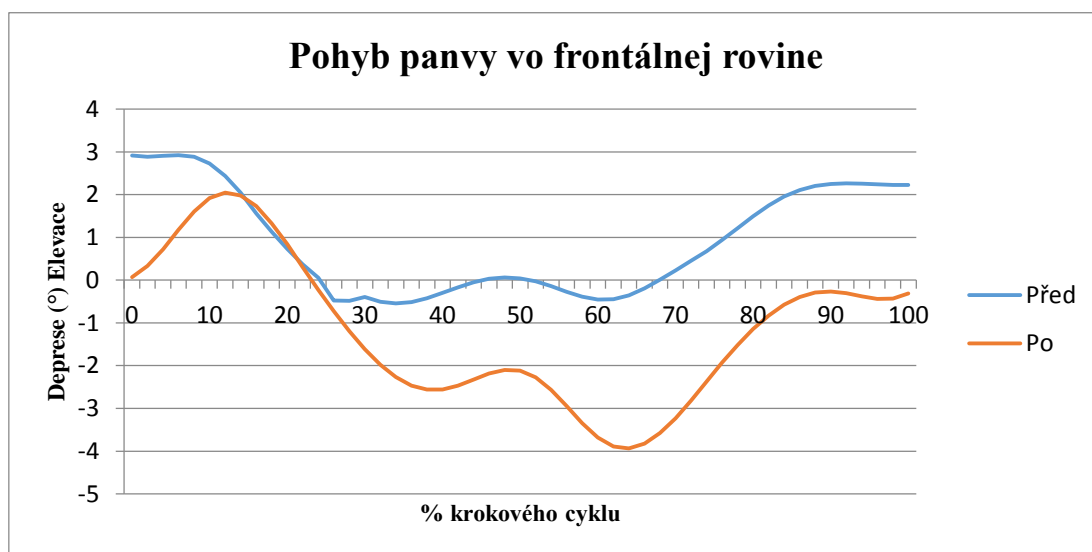
## Oblast' panvy

Počas chôdze sa po operácii na operovanej dolnej končatine významne zmenšil ( $p = 0,009$ ) celkový rozsah pohybu panvy v sagitálnej (Graf 4) rovine (Príloha 1: Tabuľka 4).

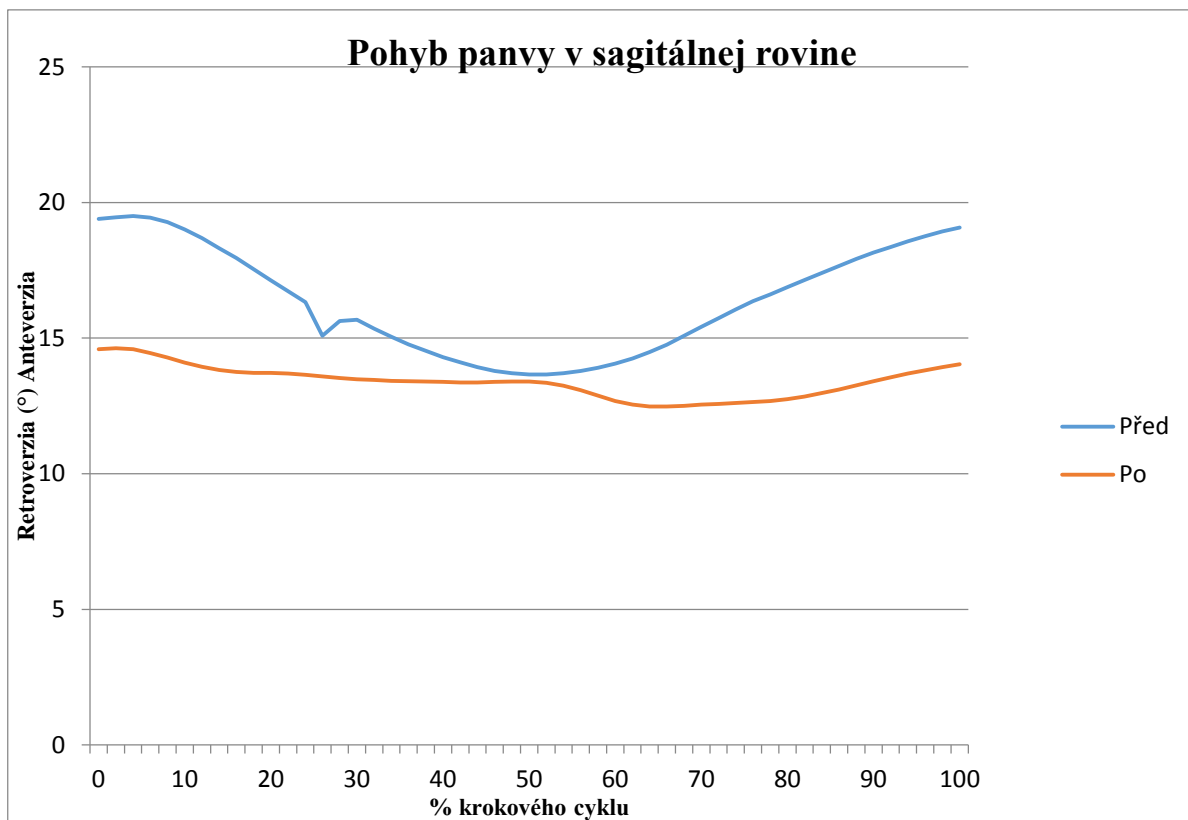


**Graf 4.** Pohyb panvy v sagitálnej rovine na operovanej dolnej končatine

Na neoperovanej dolnej končatine sa po operácii štatisticky významne zmenšila ( $p = 0,017$ ) maximálna veľkosť antevezie panvy i maximálna veľkosť retrovezie panvy ( $p = 0,007$ ). To platí aj pre celkový pohyb panvy v sagitálnej (Graf 6) rovine ( $p = 0,013$ ). Vo frontálnej (Graf 5) rovine sa významne zväčšila ( $p = 0,040$ ) maximálna veľkosť úklonu panvy kaudálne počas odrazovej fázy (Príloha 1: Tabuľka 8).



**Graf 5.** Pohyb panvy vo frontálnej rovine na neoperovanej dolnej končatine



**Graf 6.** Pohyb panvy v sagitálnej rovine na neoperovanej dolnej končatine

*Hypotézu  $H_{01}$  na základe našich výsledkov pre oblasť panvy na strane operovanej i neoperovanej dolnej končatiny zamietame.*



## 5.2 Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

*H<sub>02</sub>: Kinematické parametre chôdze sa medzi operovanou a neoperovanou dolnou končatinou nelíšia:*

A) pred operáciou,

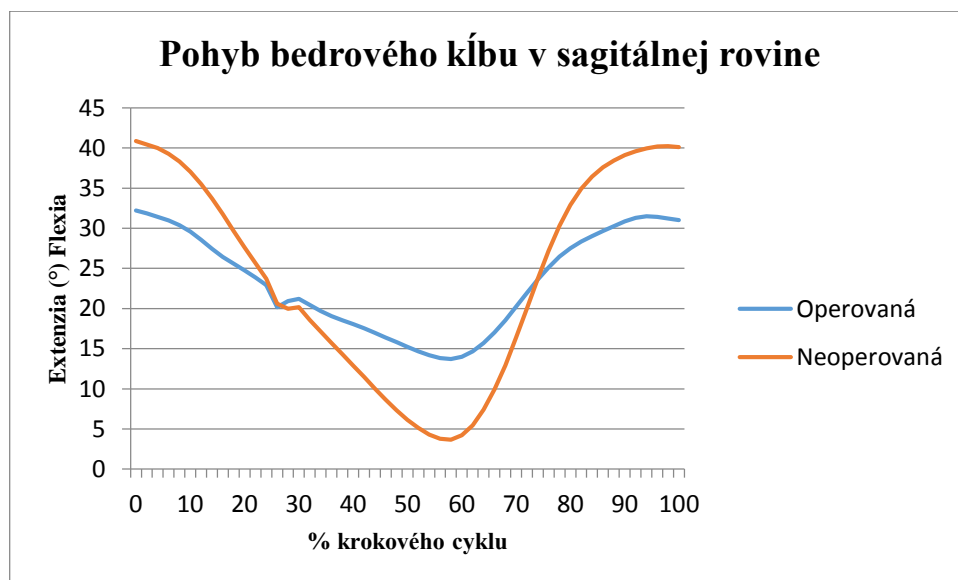
B) po operácii.

*Namerané hodnoty jednotlivých kinematických parametrov pre dolné končatiny a panvu sú uvedené v tabuľkách 9 – 13 (Príloha 1).*

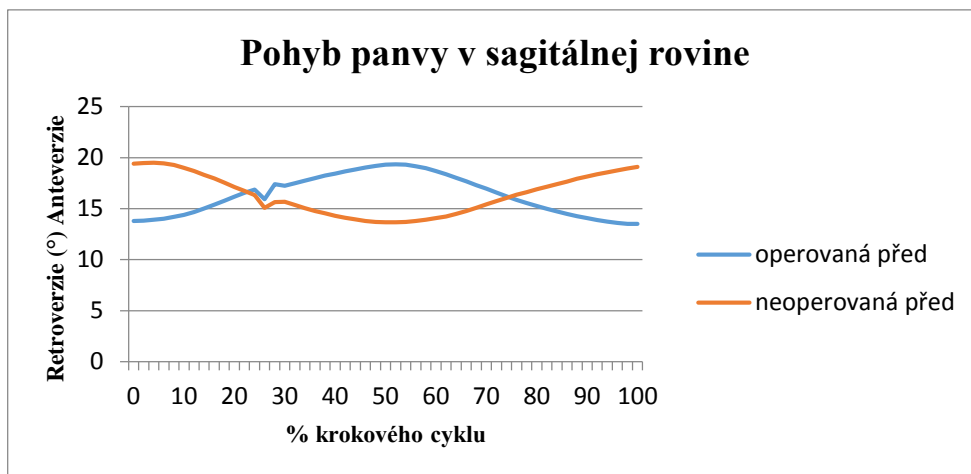
### A) pred operáciou

Maximálna veľkosť extenzie v bedrovom kĺbe bola počas odrazovej fázy na operovanej dolnej končatine štatisticky významne väčšia ( $p = 0,002$ ) v porovnaní s neoperovanou dolnou končatinou. Maximálna veľkosť flexie v bedrovom kĺbe bola na operovanej dolnej končatine v porovnaní s neoperovanou dolnou končatinou výrazne menšia ( $p = 0,001$ ) počas brzdiacej fázy. To platí aj pre celkový rozsah pohybu v bedrovom kĺbe v sagitálnej (Graf 7) rovine ( $p < 0,001$ ).

Maximálna veľkosť retroverzie (Graf 8) panvy bola na operovanej dolnej končatine významne menšia ( $p = 0,002$ ) v porovnaní s neoperovanou dolnou končatinou (Príloha 1: Tabuľka 9 – 12).



**Graf 7.** Pohyb bedrového kĺbu v sagitálnej rovine pred operáciou



**Graf 8.** Pohyb panvy v sagitálnej rovine pred operáciou

*Hypotézu  $H_{02}$  na základe našich výsledkov pred operáciou pre oblasť panvy a bedrového kĺbu zamietame. Pre oblasť kolenného kĺbu a členka ju nemožno zamietnuť.*

## **B) po operácii**

Počas chôdze nebol po operácii zistený štatisticky významný rozdiel ( $p < 0,05$ ) v rozsahu pohybu a veľkosti jednotlivých pohybov v kĺboch dolných končatín a panvy medzi operovanou a neoperovanou dolnou končatinou (Príloha 1: Tabuľka 13).

*Hypotézu  $H_{02}$  na základe našich výsledkov po operácii nemožno zamietnuť.*

## 6 DISKUSIA

Cieľom diplomovej práce bolo pomocou kinematickej analýzy ozrejmiť, či jednostranná TEP bedrového kĺbu zmení uhlový RP jednotlivých kĺbov dolných končatín a panvy počas chôdze.

Väčšina dostupných štúdií zaoberajúcich sa chôdzou u pacientov s TEP bedrového kĺbu je zameraných na RP v bedrovom kĺbe a v panve. V našom výskume sme sa zameriavali aj na kinematické parametre kolenného kĺbu a členku. Po operácii TEP sme v oblasti kolenného kĺbu zistili zväčšenie celkového RP v sagitálnej rovine na operovanej dolnej končatine, predovšetkým vo švihovej fáze. Toto zistenie prisudzujeme zlepšeniu extenzie v bedrovom kĺbe, ktorá predĺži dĺžku kroku operovanej dolnej končatiny. Veľkosť celkového RP kolenného kĺbu v sagitálnej rovine bola po operácii takmer zhodná s celkovým RP v kolene na neoperovanej dolnej končatine.

Na základe našich výsledkov sme na operovanej dolnej končatine zistili rozdiely kinematických parametrov najmä v bedrovom kĺbe v sagitálnej a frontálnej rovine. Pred operáciou sme zaznamenali výrazne väčšiu flexiu v bedrovom kĺbe v priebehu celej stojnej fázy krokového cyklu. Takéto postavenie v bedrovom kĺbe môže mať klinický dopad na zvyšné kĺby tela. Často býva spojené s flekčnou kontraktúrou v bedrovom kĺbe. Podľa Dungla et al. (2005) zmena postavenia bedrového kĺbu vedie k oslabeniu gluteálneho svalstva, ktorého funkciu čiastočne nahrádza m. quadratus lumborum, čo vedie k jeho zvýšenému napätiu a k bolestiam chrbta. Podľa Hromádkovej et al. (1999) je dolná končatina relatívne skrátená, pacient pri chôdzi na dolnú končatinu napadá a tým je ovplyvnená aj plynulosť chôdze. Zväčšenú flexiu v bedrovom kĺbe počas stojnej fázy krokového cyklu potvrdzujú aj ďalšie štúdie (Bennet et al., 2006; Leanerts et al., 2009). Vzhľadom k tomu, že v uvedených štúdiách prebiehali ďalšie merania s odstupom 6 týždňov po operácii, autori nezaznamenali po operácii TEP výraznejší nárast extenzie na konci fázy opory. Naše výsledky ukazujú, že s odstupom približne 1 rok po implantácii TEP nastalo výrazné zlepšenie extenzie v bedrovom kĺbe počas celej stojnej fázy, ktoré sa priblížilo nulovému postaveniu v kĺbe. Prisudzujeme to hlavne odzneniu bolesti kĺbneho puzdra a okolitých ligament, ktoré boli dráždené degeneračným procesom v kĺbe a povoleniu flekčných svalových kontraktúr. Tento pooperačný nárast extenzie mal vplyv aj na celkové zväčšenie RP v bedrovom kĺbe v sagitálnej rovine.

Po operácii sme zistili signifikantne väčší celkový RP aj vo frontálnej rovine bedrového kĺbu. Na toto zväčšenie RP mala najväčší vplyv zvýšená addukcia bedrového kĺbu počas celého krokového cyklu, pričom veľkosť abdukcie zostala takmer nezmenená. Prisudzujeme to hlavne pooperačnej slabosti abduktorov, čo môže viesť k narušeniu kokontrakcie medzi abduktormi a adduktormi, ktorá podľa nás môže pretrvávať i 1 rok po operácii. Pacienti našej experimentálnej skupiny boli operovaní Bauerovým prístupom, u ktorého je rez vedený pozdĺžne cez m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. vastus lateralis. Grimaldi (2009) vo svojej štúdii zistil, že m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. piriformis sú v okolí postihnutého bedrového kĺbu pokročilým degeneračným procesom objemovo menšie už pred operačným výkonom. Preto sa dá predpokladať, že po narušení svalových vlákien operáciou sa veľkosť ich objemu, a tým pádom aj svalová sila bude meniť pomaly. Problematiku RP bedrového kĺbu vo frontálnej rovine skúmala aj Beaulieu et al. (2010), ktorá naopak uvádza menšie hodnoty addukcie aj celkového RP v bedrovom kĺbe po operácii. Jej experimentálna skupina po TEP bola porovnávaná so zdravou kontrolnou skupinou a následné merania prebiehali v období medzi 6. – 15. mesiacom po operácii.

Lenaerts et al. (2009) vo svojej štúdii uvádzajú, že pred operáciou TEP namerali menšiu addukciu v bedrovom kĺbe spojenú s poklesom panvy na strane postihnutej dolnej končatiny počas stojnej fázy v porovnaní so zdravou dolnou končatinou. V našej experimentálnej skupine mali pacienti obdobné postavenie v bedrovom kĺbe a panve, ale tieto výsledky neboli štatisticky významné. Predoperačnú kinematickú analýzu chôdze skúmali i Bennett et al. (2006), ktorí dospeli k rovnakým záverom. Tejto problematike sa venoval aj Watelain et al. (2001), ktorí sa vo svojej štúdii zamerali na kompenzačné mechanizmy v oblasti panvy a v kĺboch afektovanej dolnej končatiny u pacientov v ranom štádiu osteoartrózy diagnostikovanej podľa Kellgren a Lawrence do 3. stupňa. Výskumu sa zúčastnilo 17 jedincov s osteoartrózou a porovnávaciu skupinu tvorilo 17 zdravých probandov v totožnej vekovej kategórii. Z nameraných dát autori zistili 2,4 krát vyšší pokles panvy v odrazovej fáze afektovanej dolnej končatiny na stranu švihovej končatiny u skupiny pacientov s osteoartrózou v porovnaní so zdravou skupinou. Obmedzený rozsah pohybu v bedrovom kĺbe viedol k zvýšeniu pohybov v panve ako aj v sagitálnej a vo frontálnej rovine. Štúdia Lenaerts et al. (2009) uvádza 6 týždňov po operácii nárast addukcie bedrového kĺbu na operovanej strane počas fázy dvojitej opory spojený s výraznou eleváciou panvy. Ide o kompenzačný mechanizmus kratšej dĺžky kroku, ktorá je spôsobená zmenšenou extenziou v bedrovom kĺbe

v kombinácii s menšou vonkajšou rotáciou počas fázy odrazu. Bach et al. (2002) uvádza len väčšiu addukciu v bedrovom kĺbe 6 mesiacov po TEP počas fázy dvojitej opory.

Na neoperovanej dolnej končatine sme po operácii zaznamenali pokles flexie v bedrovom kĺbe v sagitálnej rovine. Predpokladáme, že väčšia flexia v kĺbe pred operáciou mohla súvisieť s dlhším krokom neoperovanej dolnej končatiny, ktorá kompenzovala menší RP bedrového kĺbu na operovanej dolnej končatine. Okrem zníženia RP do flexie po operácii nedošlo počas chôdze na tejto dolnej končatine k významnejším rozdielom v kinematických parametroch.

Z výsledkov našej štúdie vyplýva, že počas chôdze po operácii došlo k štatisticky významnému poklesu ( $4,9^\circ$ ) panvy kaudálne na strane neoperovanej dolnej končatiny s maximom na začiatku jej švihovej fázy. Čo opäť prisudzujeme oslabeniu abduktorovej svalovej skupiny po TEP na strane operovanej, ku ktorému mohlo dôjsť už predoperačne vďaka menšiemu zaťažovaniu postihnutého kĺbu kvôli bolesti. V sagitálnej rovine sme po operácii zaznamenali významné zmenšenie anteverzie panvy bilaterálne. S menším anteverzným postavením súvisí aj pooperačný nárast vonkajšej rotácie v bedrovom kĺbe na operovanej dolnej končatine, ktorý síce nebol štatisticky významný, ale vnímame ho pozitívne, pretože predpokladáme lepšie zapojenie vonkajších rotátorov bedrového kĺbu a tým aj jeho centrovanejšie nastavenie počas chôdze.

Významné rozdiely v RP kĺbov medzi končatinami sme namerali iba pred implantáciou TEP a to v sagitálnej rovine panvy a bedrového kĺbu. Už z predchádzajúcich výsledkov je zrejmé, že RP v bedrovom kĺbe na postihnutej dolnej končatine je menší. To platí pre flexiu aj extenziu bedrového kĺbu. Podľa Perry & Burnfield (2010), zvýšená flexia v bedrovom kĺbe v priebehu stoja zvyšuje požiadavky na extenzory bedrového kĺbu a m. quadriceps femoris. Pri postihnutom bedrovom kĺbe osteoartrózou sa pri nadmernej flexii skracujú flexory kĺbu a taktiež iliotibiálny trakt.

Po operácii nebol medzi dolnými končatinami zaznamenaný žiadny štatisticky významný rozdiel, čo vnímame veľmi pozitívne, pretože je to známka toho, že implantácia TEP má dobrý efekt v liečbe osteoartrózy bedrového kĺbu. Výsledky ukazujú, že uhlové rozdiely 1 rok po operácii TEP sú medzi jednotlivými kĺbmi operovanej a neoperovanej dolnej končatiny počas chôdze minimálne. Podľa Grau et al. (2013) je nácvik chôdze najviac efektívny počas prvých šiestich mesiacov po operácii, ale k zlepšeniu parametrov chôdze môže dôjsť aj rok po operácii. Navzdory zlepšeným výsledkom, však nemusia operovaní pacienti dosahovať

hodnoty RP kĺbov dolných končatín zdravej populácie rovnakého veku (Beaulieu et al., 2010, Bennett et al., 2008).

Pri analýze výsledkov sme vychádzali z predpokladu, že sa zmení uhlový rozsah pohybu jednotlivých skúmaných segmentov panvy a dolných končatín v rôznych rovinách. Na neoperovanej dolnej končatine okrem zmeny jedného parametru v sagitálnej rovine(H\_F) nedošlo k žiadnym významnejším zmenám, takže by sa dalo povedať, že kinematické parametre tejto dolnej končatiny zostali nezmenené. U operovanej dolnej končatiny nastali pozitívne zmeny v RP predovšetkým v bedrovom kĺbe, ktoré sme vplyvom TEP očakávali. Prekvapilo nás, že žiadna štatisticky významná zmena nenastala v RP členka. Očakávali by sme, že na znížený RP v bedrovom kĺbe operovanej dolnej končatiny zareaguje členok väčšou plantárnou flexiou.

Za limity našej štúdie môžeme považovať chyby, ktoré vznikli priebehom merania, a to zapríčinené subjektívnym vplyvom vyšetrujúceho, tak aj prístrojovou technikou. Buldt et al. (2013) tvrdí, že skoro všetky štúdie používajú pasívne reflexné značky, tým pádom chyby plynúce z použitia tejto metódy môžeme ľahko zanedbať. Za nedostatok štúdie môžeme taktiež považovať nedostatočné rozlíšenie pohybov nohy, ktorá je pri danom umiestnení reflexných značiek považovaná skôr za rigidnú štruktúru než za zložitý segment zahŕňajúci množstvo kĺbov. Z hľadiska spresnenia metodiky výskumu by bolo vhodné početne rozšíriť experimentálnu skupinu. Pokiaľ by to bolo možné, bolo by vhodné zaistiť rovnomerné zastúpenie mužov a žien pre možnosť porovnania hodnôt aj medzi pohlaviami. Za možné rozšírenie výskumu môžeme považovať i meranie experimentálnej skupiny v 6. a 12. týždni od operácie ako uvádza väčšina štúdií a porovnanie, ako sa kinematické parametre chôdze menia s rôznym časovým odstupom. Ďalším prípadným zlepšením by bolo aj hodnotenie kinematických parametrov trupu, ktorý sa taktiež výrazne zapojuje do krokového cyklu a pri chôdzi rotuje v opačnom smere než panva (Swinnen et al., 2013) a tak zabraňuje pádu (Klemetti et al., 2014).

## 7 Záver

Na základe analýzy kinematických parametrov krokového cyklu u pacientov s unilaterálnou TEP bedrového kĺbu v rámci dvoch meraní, ktoré prebehli tesne pred operáciou a približne s ročným odstupom po operácii môžeme vyvodit' tieto závery.

Pred operáciou TEP mali pacienti počas chôdze na operovanej dolnej končatine v porovnaní s neoperovanou dolnou končatinou menšiu dynamiku bedrového kĺbu, čo sa prejavilo na menšom rozsahu pohybu tohto kĺbu do flexie, extenzie i na celkovom rozsahu pohybu bedrového kĺbu v sagitálnej rovine.

Pozitívny efekt TEP sa počas chôdze prejavil na operovanej dolnej končatine zväčšením rozsahu pohybu bedrového kĺbu do extenzie i v celkovom rozsahu pohybu v sagitálnej rovine. Na tejto končatine sa zväčšil i celkový rozsah pohybu bedrového kĺbu vo frontálnej rovine a celkový rozsah pohybu kolenného kĺbu v sagitálnej rovine, zatiaľ čo na panve sa celkový rozsah pohybu v sagitálnej rovine zmenšil.

Efekt TEP na neoperovanej dolnej končatine sa prejavil v zmenšení rozsahu pohybu panvy do anteverzie, retroverzie i v celkovom rozsahu pohybu panvy v sagitálnej rovine. Vo frontálnej rovine sa na tejto dolnej končatine zväčšil pokles panvy kaudálne a v bedrovom kĺbe sa zmenšil rozsah pohybu do flexie.

Po operácii neboli medzi končatinami počas chôdze prítomné žiadne významné rozdiely a z toho môžeme konštatovať, že chôdza po operácii TEP bola symetrická. Na základe našich výsledkov môžeme považovať efekt TEP bedrového kĺbu za pozitívny. TEP bedrového ovplyvňuje počas chôdze kinematické parametre dolných končatín a panvy, pričom najväčší efekt má na operovaný bedrový kĺb a polohu panvy.

## 8 SÚHRN

Diplomová práca sa zaoberá problematikou jednostrannej TEP bedrového kĺbu a jej vplyvom na jednotlivé kĺby dolných končatín a polohu panvy počas chôdze. Ľudí s artrotickými zmenami v bedrovom kĺbe stále pribúda, rovnako ako aj implantácii TEP. Cieľom našej práce bolo zhodnotiť vplyv totálnej endoprotézy bedrového kĺbu na kinematické parametre dolných končatín a panvy pri chôdzi.

V úvode teoretickej časti sú zhrnuté základné poznatky ku kineziológii bedrového kĺbu. V ďalšej časti podávame prehľad o typoch, komponentoch a materiáloch kĺbných náhrad a chirurgických prístupoch. Zaoberáme sa aj kinematikou a kontraindikáciami TEP. V nasledujúcich kapitolách je stručne uvedená pooperačná starostlivosť o pacienta, základné charakteristiky chôdze a krokový cyklus, a možnosti pohybovej analýzy so zameraním na kinematickú analýzu.

Zahájenia výskumu sa v rámci vstupného merania zúčastnilo 35 jedincov. Kritériom pre zaradenie osôb do sledovanej skupiny bola plánovaná primárna jednostranná TEP bedrového kĺbu. V období okolo jedného roku po operácii bolo zmeraných 25 pacientov, zostávajúci sa opakovaného merania nezúčastnili z časových a zdravotných dôvodov. Pre potreby diplomovej práce bolo do experimentálnej skupiny zaradených 10 pacientov (6 žien a 4 muži) Ortopedickej kliniky Fakultnej nemocnice v Olomouci (priemerný vek  $63,7 \pm 11,9$  roku, výška  $166,7 \pm 8,1$  cm, hmotnosť  $76,4 \pm 9,1$  kg, doba po operácii  $12,6 \pm 1,1$  mesiacov). Pre získanie základných kinematických parametrov dolných končatín a panvy počas chôdze bol použitý optoelektronický systém Vicon MX. Pre detekciu krokového cyklu boli použité dve plošiny firmy Kistler 9286AA.

Pri porovnaní výsledkov bol zaznamenaný štatisticky významný rozdiel počas krokového cyklu medzi operovanou a neoperovanou dolnou končatinou pred implantáciou TEP. Konkrétne išlo o parameter RP bedrového kĺbu do flexie a o celkový RP v sagitálnej rovine. V oboch prípadoch sa na operovanej dolnej končatine tento RP významne zmenšil. Štatisticky významný rozdiel sme v našich výsledkoch zaznamenali aj v RP do extenzie v bedrovom kĺbe, ktorá sa po implantácii TEP na operovanej dolnej končatine významne zväčšila. Na zmenu RP v bedrovom kĺbe zareagoval aj kolenný kĺb operovanej dolnej končatiny, v ktorom sa po operácii významne zväčšil celkový RP v sagitálnej rovine. Najviac sa zväčšila hodnota maximálnej flexie kolenného kĺbu počas švihovej fáze krokového cyklu.



Výsledky ukazujú, že TEP bedrového kĺbu má počas chôdze vplyv na kinematické parametre kĺbov dolných končatín a polohu panvy. Z dlhodobého hľadiska by sa však dalo hovoriť o pozitívnom vplyve, pretože odchýlky medzi končatinami neboli po roku významné. Z výsledkov diplomovej práce vyplýva, že po TEP bedrového kĺbu nastáva významné zlepšenie dynamiky bedrového kĺbu počas krokového cyklu.

## 9 SUMMARY

This thesis focuses on the problematic of the unilateral THA and its impact on individual joints of the lower limbs and the pelvis positioning during walking. The number of people with arthritic hip changes is rising as well as the THA implant procedures. The purpose of our work was to evaluate the impact of the THA on kinematic parameters of the lower limbs and pelvis during walking.

The introductory part of theoretical section summarises basic findings referring to kinesiology of the hip joint. Within a further section we outline types, components and materials of joint implants and surgical methods. Our focus was also on the THA kinematics and THA contraindications. In the following chapters there are briefly described postoperative patient care, characteristics of the gait and gait cycle, and motion analysis options with emphasis on the kinematic analysis.

At the beginning of the study there were 35 individuals present during the preliminary measurements. Eligibility criteria for people to be placed into the experimental group was the planned primary unilateral THA. During an approximate period of one year following the surgery 25 patients underwent the measurements, the remaining number of patients did not undergo the repeated measurements due to time restrictions or health reasons. For the purpose of this thesis the experimental group consisted of 10 patients (6 females and 4 males) from the Orthopedic Clinic of the University Hospital Olomouc (FNOL) (average age  $63,7 \pm 11,9$ , height  $166,7 \pm 8,1$  cm, weight  $76,4 \pm 9,1$  kg, time after surgery 12,6 months). The optoelectronic Vicon MX system was used to obtain the basic kinematic parameters of the lower limbs and pelvis during the walking. Two Kistler 9286AA force plates were used for the gait cycle analysis.

The measurement evaluation showed a statistically significant difference occurring during the gait cycle between the lower limb with the THA implant and the lower limb prior to the THA implant. Specifically it was a parameter of the hip ROM into the flexion and overall ROM in the sagittal plane which was significantly reduced in both cases within the involved lower limb. There was a statistically significant difference noted in our results as well as within the hip joint ROM into extension which was significantly increased after the THA implant in the involved lower limb. Even the knee joint in the involved lower limb was impacted by the change of the hip joint ROM, in the way of overall, significantly increased ROM in sagittal plane. The most increased value was the maximum knee flexion during the swing phase of gait cycle. Results show that the THA impacts the kinematic parameters of the lower limb joints and a position of the pelvis. Although the differences between the lower limbs were not

significant, from the long-term perspective the positive effect is to be considered. The results of this work show that the THA significantly improves the hip biomechanics during the gait cycle.

## 10 REFERENČNÝ ZOZNAM

Andriacchi, T. P., Andersson, G. B. J., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A Study of Lower Limb Mechanics During Stair Climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62 – A, 749 – 757.

Banzer, W., Galm, R., Pfeifer, K., & Vogt, L. (2004). Muscle Activation Pattern of Hip Arthroplasty Patients in Walking. *Research in Sports Medicine*, 12 (3), 1 – 9.

Beaulieu, M. L., Beaulé, P. E., & Lamontagne, M. (2010). Lower Biomechanics During Gait Do Not Return to Normal Following Total Hip Arthroplasty. *Gait & Posture*, 32 (2), 269 – 273.

Behrend, H., Giesinger, K., Giesinger, J. M., & Kuster, M. S. (2012). The “Forgotten Joint” as the Ultimate Goal in Joint Arthroplasty. Validation of a New Patient-Reported Outcome Measure. *The Journal of Arthroplasty*, 27 (3), 430 – 436.

Bennett, Beverland, D. E., Humphreys, L., Kelly, C., O’Brien, S., & Orr, J. F. (2008). Gait Kinematics of Age – Stratified Hip Replacement Patients – A Large Scale, Long Term Follow-Up Study. *Gait & Posture*, 28 (2), 194 – 200.

Bennett, D., Ogonda, L., Elliott, D., Humphreys, L., & Beverland, D.E. (2006). Comparison of gait kinematics in patients receiving minimally invasive and traditional hip replacement surgery: a prospective blinded study. *Gait Posture*, 23 (3), 374– 382.

Bergin, P. F., Doppelt, J. D., Kephart, C. J., Benke, M. T., Holmes, A. S., Graeter, J. H., Haleem-Smith, H., Tuan, R. S., & Unger, A.S. (2011). Comparison of Minimally Invasive Direct Anterior Versus Posterior Total Hip Arthroplasty Based on Inflammation and Muscle Damage Markers. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 93 (15), 1392 – 1398.

Birch, I., Vernon, W., Walker, J. & Young, M. (2015). The REFORM study protocol: a cohort randomised controlled trial of a multifaceted podiatry intervention for the prevention of falls in older people. *Science and Justice*, 55 (4), 279 – 284.

Bremer, A.K., Kalberer, F., Pfirrmann, C. W. A., & Dora, C. (2011). Muscles and Tendons After Total Hip Replacement: Comparison Between the Direct Anterior and the Transgluteal Approaches. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*, 93, 886 – 889.

Buldt, A. K., Murley, G. S., Butterworth, P., Levinger, P., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2013). The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & Posture*, *38*, 363–372.

Cameron, M. H., & Monroe, L. G. (2011). *Physical rehabilitation for the physical therapist assistant*. St. Louis, Mo.: Elsevier/Saunders.

Daniel, J., Pynsent, P. B., & McMinn, D. J. (2004). Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *86-B*, 177.

Dianty, A. D., & Norman, W. R. (1987). *Standardizing biomechanical testing in sport*. Human Kinetics Champaign (IL): Human Kinetics.

Dujardin, F.H. (1997). *Interindividual variations of the hip joint motion in normal gait*. Gait and posture. Oxford: Butterworth-Heinemann: Elsevier.

Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing.

Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.

Dylevský, I., Kubálková, L. & Navrátil, L. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. 1. vyd. Liberec: Manus.

Ewen, A. M., Stewart, S., Gibson, A. S. C., Kashyap, S. N., & Caplan, N. (2012). Post-operative gait analysis in total hip replacement patients—a review of current literature and meta-analysis. *Gait & posture*, *36* (1), 1 – 6.

Franceschini, R., Franceschini, M., Romano, P., Bussi, P., Massimo Caruso, E., & De Amici, S. (2004). Joint Replacement in Osteoarthritis: State of the Art. *Seminars in arthritis and rheumatism*, *73* – 77.

Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.

Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M. G., & Leardini A. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical applications*. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.

Grau, S., Haase, G., Horstmann, T., Listringhaus, R., & Mündermann, A. (2013). Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: A six month follow-up. *Clinical Biomechanics*, *28* (7), 762 – 769.

Grimaldi, A. (2009). The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus medius, gluteus minimus and piriformis muscles. *Manual Therapy*, 14, 605 – 610.

Hailer, N. P., Weiss, R. J., Stark, A., &Kärrholm, J. (2012). The risk of revision due to dislocation after total hip arthroplasty depends on surgical approach, femoral head size, sex, and primary diagnosis. *Acta Orthopaedica*, 83 (5), 442 – 448.

Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Hollman, J. H, McDade, E. M.,&Petersen, F. C. (2012). Normative Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults. *Gait & Posture*, 34(1), 111–118.

Hromádková, J. (1999). Fyzioterapie. Jinočany: H&H.

Chung, P. Y. M. (2012) Comparison between an accelerometer and three-dimensional motion analysis system for the detection of the movement. *Physiotherapy*, 98 (3), 256 – 259.

Ilchmann, T. (2014). Approaches for primary total hip replacement. *Hip International*, 1 – 5.

Irnich, D. (2013). *Myofascial Trigger Points – Comprehensive diagnosis and treatment*. Germany: Churchill Livingstone.

Ishii, Y. (1999). Intracapsular components do not change hip proprioception. *The journal of bone and joint surgery* 81 (B).

Jahoda, D., Pokorný, D., Sosna, A. (2003). *Náhrada kyčelního kloubu. Rehabilitace a režimová opatření*. 1. vyd. Praha: TRITON.

Jameson, S. J., Mason, J., Baker, P., Gregg, P. J.,Mcmurtry, I. A., Deehan, D. J., &Reed, M. R. (2014). A Comparison of Surgical Approaches for Primary Hip Arthroplasty: A Cohort Study of Patient Reported Outcome Measures (PROMs) and Early Revision Using Linked National Databases. *The Journal of Arthroplasty* 29 (6), 1248 – 1255.

Janiček, P. (2012). Ortopedie. Brno: Masarykova univerzita.

Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Johnston, R. C., & Smidt, G. L. (1969). Measurements of hip – joint motion during walking. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 51 – A, 1083 – 1094.

Judet, J., & Judet, R. (1950): The Use of an Artificial Femoral Head for Arthroplasty of the Hip Joint. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 32-B, 166.

Kapandji, I. A. (1974). *The physiology of the joints. Volume 3, The spinal column, pelvic girdle and head*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Kapandji, I. A. (2008). *The physiology of the joints. Volume 3, The spinal column, pelvic girdle and head*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Karas, S. (2012). Outcomes of Birmingham Hip Resurfacing: A Systematic Review. *Asian Journal of Sports Medicine*, 3(1), 1 – 7.

Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.

Klemetti, R., Steele, K. M., Moilanen, P., Avela, J., & Timonen, J. (2014). Contributions of individual muscles to the sagittal- and frontal-plane angular accelerations of the trunk in walking. *Journal of Biomechanics*, 47 (10), 2263-2268.

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Koudela, K. a kol. (2003). *Ortopedie*. Praha: Karolinum.

Kříž, V., Čelko, J., & Buran, V. (2002). Artrózy a TEP kyčle, rehabilitace a lázeňská léčba. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9, (1), 14 – 22.

Lamoth, C. J. C., Beek, P. J., & Meijer, O. G. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait and Posture*, 16 (2), 101-114.

Learmonth, I., D., Young, C., & Rorabeck, C. (2007). The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet*, 370 (9597), 1508 – 1519.

Lenaerts, G., Mulier, M., Spaepen, A., Van der Perre, G., & Jonkers, I. (2009). Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait and Posture*, 30, 296 – 302.

Matjačić Z. (2009). Gait analysis and synthesis: Biomechanics, orthotics, prosthetics. *Technology and Health Care*. 17, 445 – 461.

Matouš, M., Matoušová, M., & Kučera, M. (2005). *Život s endoprotézou kyčelního kloubu*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing.

Mikula, J. (2002). Stabilita endoprotézy a luxační riziko v rehabilitaci kyčelních náhrad. *Rehabilitácia*, 35, (1), 9 – 27.

Nedoma, J. et al. (2006). *Biomedicínská informatika II. (Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí)*. Praha: Karolinum.

Pilot, P., Kerens, B., Draijer, W. F. Kort, N. P., Kate, J., Buurman, W. A., & Kuipers, H. (2006). Is minimally invasive surgery less invasive in total hip replacement? A pilot study. *Injury*, 37, (5), 17 – 23.

Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. USA: McGraw-Hill.

Perry, J. & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Danvers (USA): Slack Incorporated.

Příkryl, P., Selucký, J. & Fialová J. (2009). Péče o pacienta po kloubní náhradě kyčle. *Medicína pro praxi*, 6 (3), 167 – 168.

Rathi, R. A., & Khan, T. (2015) Surgical approaches to the hip joint. *Orthopaedics and trauma*, 29 (6), 374 – 383.

Ropars, M., Morandi, X., Berton, E., Darnault, P., Hutten, D. & Thomazeau, H. (2009). Anatomical study of the lateral femoral cutaneous nerve with special reference to minimally invasive anterior approach for total hip replacement. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 31 (3), 199 – 204.

Rose, J. & Gamble J. G. (2006). *Human walking (3rd edition)*. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins.

Sariali, E., Veysi, V., & Stewart, T. (2008). Biomechanics of the human hip - consequences for total hip replacement. *Current Orthopaedics*, 22, 371 – 375.

Skála-Rosenbaum, J., Čech, O., & Džupa, V. (2012). Alopastika u intrakapsulárních zlomenin krčku femuru. *Acta Chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Českoslovacae*, 79 (6), 484 – 492.



Simonsen, E. B. (2014). Contributions to understanding of gait control. *Danish Medical Journal*, 61 (4), 1 – 10.

Smith-Petersen, M. N. (2006). Evolution of mould arthroplasty of the hip joint (Reprinted from *Journal of Bone and Joint Surgery*, 30,59, 1948). *Clinical Orthopaedics And Related Research*, 453, 17 – 21.

Snyder, J. (2012). Evidence-based strength training: gluteus medius. [online]. [cit. 6. 3. 2016]. Dostupné z: <https://snyderphysicaltherapy.com/tag/hip-abductor/>.

Sosna, A. & kol. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton,

Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem.

Sutherland, D. H., Olsen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The Development of Nature Walking*. London: MacKeith Press.

Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17 (1), 26 – 31.

Steward, T. D. (2006). Basic biomechanics of human joints: hips, knees and the spine. *Current orthopaedics*, 20, 23 – 31.

Study everywhere. (2016). What is coxa vara? What is coxa valga? [online]. [cit. 6. 3. 2016]. Dostupné z: <https://quizlet.com/97924615/exam-1-functional-kines-flash-cards/>.

Swinnen, E., Baeyens, J.-P., Pintens, , Buyl, Goossens, Meeusen, R., & Kerckhoffs, E. (2013). Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematic in young and older healthy persons. *Clinical Biomechanics*, 28 (7), 800-806.

Štědrý, V. (2002). *Totální endoprotéza kyčelního kloubu. Doporučené postupy pro praktické lékaře*. Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, 8.

Švehlík, M., Zwick, E. B., Steiwender, G., Kraus, T., & Linhart, W. E. (2011). Přístrojová analýza chůze u dětí s cévní mozkovou obrnou. *Neurologie pro praxi*, 12 (4), 230 – 233.

The mechanical perspectives. (2012). Weak abductors. [online]. [cit. 6.3.2016]. Dostupné z: <http://sites.temple.edu/yingling/category/gait/weak-abductors/>.

Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement, an introductory text* (3rd ed.). New York: Churchil Livingstone.

Uiberlayová, I. (2010). Rehabilitace pacientů po totálních endoprotézách kyčelního a kolenního kloubu, lázeňská léčba. *Ortopedie*, 4 (2), 79 – 88.

Valmassy, R. L. (1995). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: C.V. Mosby.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Vařeka, I., Vařeková, R. (2012). Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 19 (1), 12–17.

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Conner, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign (IL) : Human Kinetics.

Vavřík, P., Landor, I., Popelka, S., Fialka, R., & Hach, J. (2014). The National Register of Joint Replacement of the Czech Republic. Hip Joint Replacements selected Outputs and their Analysis for the period 2003 – 2012. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Czechoslovaca*, 81, 1 – 61.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.

Verlinden V. J. A., Geest J. N., Hoogendam Y. Y., Hofman A., Breteler M. M. B, & Ikram M. A. (2013) Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. *Gait & Posture* 37, 500–505.

Watelain, E., Dujardin, F., Babier, F., Dubois, D., & Allard, P. (2001). Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine of Rehabilitation*, 82(12), 1705– 1711.

Watkins, J. (2010). Basic Biomechanics of Gait, 371 – 386 in Frowen P., O'Donnell M., Lorimer D. L., & Burrow J. G. (Eds). (2010) *Neale's Disorders of the Foot*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Weller, M. R. (2007). Physical activity and pain following total hip arthroplasty. *Physiotherapy*. Oxford: Butterworth-Heinemann: Elsevier, 93, 23 – 29.

Whittle, M. M. (1996). *Gait Analysis: an Introduction*. Oxford: Butterworth – Heinemann.

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., & Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-part II: shoulder, elbow, wrist, hand. *Journal of Biomechanics*, 38 (5), 981 – 992.

Yukizawa, Y., Dorr, L. D., Ward, J. A., & Wan, Z. (2015). Posterior Mini – Incision With Primary Total Hip Arthroplasty: A Nine To Ten Year Follow Up Study. *The Journal of Arthroplasty*, 31 (1), 168 – 171.

## 11 ZOZNAM SKRATIEK

a.– arteria

FNOL – Fakultná nemocnica v Olomouci

lig. - ligamentum

m. – musculus

mm. - musculi

n. – nervus

NRKN – národný register kĺbnych náhrad

OA – osteoartróza

RP – rozsah pohybu

TEP – totálna endoprotéza

## 12 PRÍLOHY

**Príloha 1.** Tabuľky so základnými charakteristikami meraných parametrov

**Tabuľka 1.** Efekt operácie na členok **operovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>A_PF1</b>	-13,3	6,89	-9,2	7,34	0,222
<b>A_DF</b>	10,2	6,27	13,5	6,44	0,284
<b>A_PF2</b>	-19,2	7,71	-17,1	7,09	0,570
<b>AR</b>	30,2	6,39	31,2	4,39	0,713
<b>A_F_max</b>	1,1	1,82	2,1	2,46	0,569
<b>A_F_min</b>	-0,8	1,85	-1,5	2,18	0,413

*Legenda:* PRED – operovaná dolná končatina pred operáciou, PO – operovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. A\_PF1 – prvé maximum plantárnej flexie v členku pri postupnom zaťažovaní, A\_DF – dorzálna flexia vo fáze medzistojá, A\_PF2 – druhé maximum plantárnej flexie v členku počas fáze odrazu, AR – rozsah pohybu v členku v sagitálnej rovine, A\_F\_max – maximum everzie v subtalárnom skĺbení, A\_F\_min – maximum inverzie v subtalárnom skĺbení, AR\_F – rozsah pohybu členku vo frontálnej rovine, A\_T\_max – maximum vnútornej rotácie vo fáze odrazu, A\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie členka pri postupnom zaťažovaní, AR\_T – rozsah pohybu členku v transverzálnej.

**Tabuľka 2.** Efekt operácie na kolenný kĺb **operovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>K_max1</b>	14,5	12,13	12,9	6,65	0,737
<b>K_min1</b>	10,9	11,27	7,0	6,48	0,317
<b>K_max2</b>	44,6	19,39	54,3	5,42	0,114
<b>K_min2</b>	3,7	10,85	1,2	6,43	0,533
<b>KR</b>	41,7	12,47	53,4	6,54	<b>0,024</b>
<b>K_F_max</b>	13,0	16,33	13,1	12,73	0,990
<b>K_F_min</b>	-7,9	10,26	-2,9	7,53	0,185
<b>KR_F</b>	20,9	11,72	16,0	6,80	0,282
<b>K_T_max</b>	8,3	27,47	3,6	10,07	0,577
<b>K_T_min</b>	-15,0	26,95	-19,6	15,73	0,617
<b>KR_T</b>	23,2	6,35	23,2	12,64	0,991

*Legenda:* PRED – operovaná dolná končatina pred operáciou, PO – operovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. K\_max1 – prvé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min1 – prvé maximum extenzie kolenného kĺbu, K\_max2 – druhé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min2 – druhé maximum extenzie kolenného kĺbu KR – rozsah pohybu kolenného kĺbu v sagitálnej rovine, K\_F\_max – maximum varozity kolenného kĺbu, K\_F\_min – maximum valgozity kolenného kĺbu, KR\_F – rozsah pohybu kolenného kĺbu vo frontálnej rovine, K\_T\_max – maximum vnútornej rotácie kolenného kĺbu, K\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie kolenného kĺbu, KR\_T – rozsah pohybu v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 3.** Efekt operácie na bedrový kĺb **operovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>H_F</b>	33,3	7,43	35,3	4,04	0,447
<b>H_E</b>	12,2	5,91	0,2	7,37	<b>0,001</b>
<b>HR</b>	21,1	9,70	35,1	5,33	<b>&lt;0,001</b>
<b>H_F_max</b>	3,8	5,51	7,9	6,72	0,080
<b>H_F_min</b>	-3,2	6,38	-3,7	6,14	0,840
<b>HR_F</b>	7,1	3,46	11,6	4,56	<b>0,008</b>
<b>H_T_max</b>	13,7	26,61	7,7	16,63	0,551
<b>H_T_min</b>	-14,0	30,47	-18,4	16,96	0,643
<b>HR_T</b>	27,7	11,54	26,1	10,02	0,787

*Legenda:* PRED – operovaná dolná končatina pred operáciou, PO – operovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. H\_F – flexia bedrového kĺbu, H\_E – extenzia bedrového kĺbu, HR – rozsah pohybu bedrového kĺbu v sagitálnej rovine, H\_F\_max – maximum addukcie bedrového kĺbu, H\_F\_min – maximum abdukcie bedrového kĺbu, HR\_F – rozsah pohybu bedrového kĺbu vo frontálnej rovine, H\_T\_max – maximum vnútornej rotácie bedrového kĺbu, H\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie bedrového kĺbu, HR\_T – rozsah pohybu v bedrovom kĺbe v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 4.** Efekt operácie na panvu na strane **operovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>P_S_max</b>	17,8	4,45	14,9	5,35	0,158
<b>P_S_min</b>	13,2	3,40	13,4	4,04	0,885
<b>PR_S</b>	7,8	3,58	4,4	1,51	<b>0,009</b>
<b>P_F_max</b>	2,3	3,09	5,0	2,60	0,063
<b>P_F_min</b>	-3,6	3,19	-2,5	3,28	0,094
<b>PR_F</b>	5,9	1,62	7,5	3,35	0,167
<b>P_T_max</b>	6,6	3,84	6,9	2,25	0,857
<b>P_T_min</b>	-5,2	5,02	-3,5	4,19	0,348
<b>PR_T</b>	11,8	2,79	10,3	4,27	0,383

*Legenda:* PRED – operovaná dolná končatina pred operáciou, PO – operovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. P\_S\_max – maximálna antevertzia panvy, P\_S\_min – maximálna retrovertzia panvy, PR\_S – rozsah pohybu panvy v sagitálnej rovine, P\_F\_max – maximum elevácie panvy, P\_F\_min – maximum depresie panvy, PR\_F – rozsah pohybu panvy vo frontálnej rovine, P\_T\_max – maximum vonkajšej rotácie panvy, P\_T\_min – maximum vnútornej rotácie panvy, PR\_T – rozsah pohybu panvy v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 5.** Efekt operácie na členok **neoperovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>A_PF1</b>	-14,8	5,23	-11,7	7,96	0,350
<b>A_DF</b>	12,3	7,16	14,0	5,36	0,590
<b>A_PF2</b>	-21,4	3,96	-22,4	10,11	0,793
<b>AR</b>	34,4	5,43	36,5	6,90	0,444
<b>A_F_max</b>	0,6	1,98	1,2	3,00	0,657
<b>A_F_min</b>	-1,2	2,97	-1,8	2,77	0,625

*Legenda.* PRED – neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PO – neoperovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. A\_PF1 – prvé maximum plantárnej flexie v členku pri postupnom zaťažovaní, A\_DF – dorzálna flexia vo fáze medzistoja, A\_PF2 – druhé maximum plantárnej flexie v členku počas fáze odrazu, AR – rozsah pohybu v členku v sagitálnej rovine, A\_F\_max – maximum everzie v subtalárnom sklbení, A\_F\_min – maximum inverzie v subtalárnom sklbení, AR\_F – rozsah pohybu členku vo frontálnej rovine, A\_T\_max – maximum vnútornej rotácie vo fáze odrazu, A\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie členka pri postupnom zaťažovaní, AR\_T – rozsah pohybu členku v transverzálnej.



**Tabuľka 6.** Efekt operácie na kolenný kĺb **neoperovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>K_max1</b>	16,5	10,08	16,5	8,75	0,997
<b>K_min1</b>	9,8	7,26	8,1	6,73	0,665
<b>K_max2</b>	54,5	13,62	56,1	6,71	0,792
<b>K_min2</b>	6,8	7,62	3,5	7,58	0,393
<b>KR</b>	48,6	12,38	53,6	8,97	0,317
<b>K_F_max</b>	10,5	15,93	6,0	9,64	0,498
<b>K_F_min</b>	-6,9	5,41	-7,9	7,45	0,780
<b>KR_F</b>	17,3	11,83	13,9	6,45	0,448
<b>K_T_max</b>	1,5	15,63	3,8	12,67	0,793
<b>K_T_min</b>	-21,5	19,20	-17,9	13,88	0,699
<b>KR_T</b>	23,0	8,12	21,6	11,67	0,771

*Legenda:* PRED – neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PO – neoperovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. K\_max1 – prvé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min1 – prvé maximum extenzie kolenného kĺbu, K\_max2 – druhé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min2 – druhé maximum extenzie kolenného kĺbu KR – rozsah pohybu kolenného kĺbu v sagitálnej rovine, K\_F\_max – maximum varozity kolenného kĺbu, K\_F\_min – maximum valgozity kolenného kĺbu, KR\_F – rozsah pohybu kolenného kĺbu vo frontálnej rovine, K\_T\_max – maximum vnútornej rotácie kolenného kĺbu, K\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie kolenného kĺbu, KR\_T – rozsah pohybu v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 7.** Efekt operácie na bedrový kĺb **neoperovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>H_F</b>	42,7	5,44	37,1	5,75	<b>0,038</b>
<b>H_E</b>	1,7	8,13	-0,7	6,70	0,442
<b>HR</b>	41,0	8,68	37,9	6,30	0,373
<b>H_F_max</b>	6,8	2,91	6,7	4,02	0,967
<b>H_F_min</b>	-1,5	3,60	-4,3	5,26	0,261
<b>HR_F</b>	8,3	2,19	11,0	3,78	0,103
<b>H_T_max</b>	7,8	26,00	7,1	16,75	0,940
<b>H_T_min</b>	-21,4	18,05	-20,8	15,00	0,951
<b>HR_T</b>	29,2	16,89	27,9	11,30	0,816

*Legenda:* PRED – neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PO – neoperovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. H\_F – flexia bedrového kĺbu, H\_E – extenzia bedrového kĺbu, HR – rozsah pohybu bedrového kĺbu v sagitálnej rovine, H\_F\_max – maximum addukcie bedrového kĺbu, H\_F\_min – maximum abdukcie bedrového kĺbu, HR\_F – rozsah pohybu bedrového kĺbu vo frontálnej rovine, H\_T\_max – maximum vnútornej rotácie bedrového kĺbu, H\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie bedrového kĺbu, HR\_T – rozsah pohybu v bedrovom kĺbe v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 8.** Efekt operácie na panvu na strane **neoperovanej** dolnej končatiny pri chôdzi

Parameter	Pred		Po		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>P_S_max</b>	19,9	3,48	14,9	4,42	<b>0,017</b>
<b>P_S_min</b>	19,2	3,73	14,0	4,89	<b>0,007</b>
<b>PR_S</b>	7,8	3,47	4,6	1,70	<b>0,013</b>
<b>P_F_max</b>	4,0	3,67	2,6	3,10	0,336
<b>P_F_min</b>	-2,0	2,95	-4,9	2,59	<b>0,040</b>
<b>PR_F</b>	6,0	1,80	7,5	3,18	0,204
<b>P_T_max</b>	6,6	5,50	4,1	4,13	0,178
<b>P_T_min</b>	-5,9	4,56	-6,7	2,44	0,665
<b>PR_T</b>	12,5	3,25	10,8	4,07	0,303

*Legenda:* PRED – neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PO – neoperovaná dolná končatina po operácii, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. P\_S\_max – maximálna antevertzia panvy, P\_S\_min – maximálna retrovertzia panvy, PR\_S – rozsah pohybu panvy v sagitálnej rovine, P\_F\_max – maximum elevácie panvy, P\_F\_min – maximum depresie panvy, PR\_F – rozsah pohybu panvy vo frontálnej rovine, P\_T\_max – maximum vonkajšej rotácie panvy, P\_T\_min – maximum vnútornej rotácie panvy, PR\_T – rozsah pohybu panvy v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 9.** Rozdiel nameraných parametrov v členku medzi neoperovanou a operovanou dolnou končatinou **pred operáciou**

Parameter	Pred N		Pred O		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>A_PF1</b>	-14,8	5,23	-13,3	6,89	0,647
<b>A_DF</b>	12,3	7,16	10,2	6,27	0,481
<b>A_PF2</b>	-21,4	3,96	-19,2	7,71	0,526
<b>AR</b>	34,4	5,43	30,2	6,39	0,139
<b>A_F_max</b>	0,6	1,98	1,1	1,82	0,167
<b>A_F_min</b>	-1,2	2,97	-0,8	1,85	0,101

*Legenda:* PRED N– neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PRED O– operovaná dolná končatina pred operáciou, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. A\_PF1 – prvé maximum plantárnej flexie v členku pri postupnom zaťažovaní, A\_DF – dorzálna flexia vo fáze medzistoja, A\_PF2 – druhé maximum plantárnej flexie v členku počas fáze odrazu, AR – rozsah pohybu v členku v sagitálnej rovine, A\_F\_max – maximum everzie v subtalárnom sklbení, A\_F\_min – maximum inverzie v subtalárnom sklbení, AR\_F – rozsah pohybu členku vo frontálnej rovine, A\_T\_max – maximum vnútornej rotácie vo fáze odrazu, A\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie členka pri postupnom zaťažovaní, AR\_T – rozsah pohybu členku v transverzálnej.

**Tabuľka 10.** Rozdiel nameraných parametrov v kolennom kĺbe medzi neoperovanou a operovanou dolnou končatinou **pred operáciou**

Parameter	Pred N		Pred O		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>K_max1</b>	16,5	10,08	14,5	12,13	0,663
<b>K_min1</b>	9,8	7,26	10,9	11,27	0,766
<b>K_max2</b>	54,5	13,62	44,6	19,39	0,108
<b>K_min2</b>	6,8	7,62	3,7	10,85	0,424
<b>KR</b>	48,6	12,38	41,7	12,47	0,169
<b>K_F_max</b>	10,5	15,93	13,0	16,33	0,701
<b>K_F_min</b>	-6,9	5,41	-7,9	10,26	0,788
<b>KR_F</b>	17,3	11,83	20,9	11,72	0,437
<b>K_T_max</b>	1,5	15,63	8,3	27,47	0,427
<b>K_T_min</b>	-21,5	19,20	-15,0	26,95	0,485
<b>KR_T</b>	23,0	8,12	23,2	6,35	0,663

*Legenda:* PRED N – neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PRED O – operovaná dolná končatina pred operáciou, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. K\_max1 – prvé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min1 – prvé maximum extenzie kolenného kĺbu, K\_max2 – druhé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min2 – druhé maximum extenzie kolenného kĺbu KR – rozsah pohybu kolenného kĺbu v sagitálnej rovine, K\_F\_max – maximum varozity kolenného kĺbu, K\_F\_min – maximum valgozity kolenného kĺbu, KR\_F – rozsah pohybu kolenného kĺbu vo frontálnej rovine, K\_T\_max – maximum vnútornej rotácie kolenného kĺbu, K\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie kolenného kĺbu, KR\_T – rozsah pohybu v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 11.** Rozdiel nameraných parametrov v bedrovom kĺbe medzi neoperovanou a operovanou dolnou končatinou **pred operáciou**

Parameter	Pred N		Pred O		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>H_F</b>	42,7	5,44	33,3	7,43	<b>0,001</b>
<b>H_E</b>	1,7	8,13	12,2	5,91	<b>0,002</b>
<b>HR</b>	41,0	8,68	21,1	9,70	<b>&lt;0,001</b>
<b>H_F_max</b>	6,8	2,91	3,8	5,51	0,189
<b>H_F_min</b>	-1,5	3,60	-3,2	6,38	0,489
<b>HR_F</b>	8,3	2,19	7,1	3,46	0,427
<b>H_T_max</b>	7,8	26,00	13,7	26,61	0,556
<b>H_T_min</b>	-21,4	18,05	-14,0	30,47	0,436
<b>HR_T</b>	29,2	16,89	27,7	11,54	0,787

*Legenda:* PRED N – neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PRED O – operovaná dolná končatina pred operáciou, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. H\_F – flexia bedrového kĺbu, H\_E – extenzia bedrového kĺbu, HR – rozsah pohybu bedrového kĺbu v sagitálnej rovine, H\_F\_max – maximum addukcie bedrového kĺbu, H\_F\_min – maximum abdukcie bedrového kĺbu, HR\_F – rozsah pohybu bedrového kĺbu vo frontálnej rovine, H\_T\_max – maximum vnútornej rotácie bedrového kĺbu, H\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie bedrového kĺbu, HR\_T – rozsah pohybu v bedrovom kĺbe v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 12.** Rozdiel nameraných parametrov panvy medzi neoperovanou a operovanou dolnou končatinou **pred operáciou**

Parameter	Pred N		Pred O		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>P_S_max</b>	19,9	3,48	17,8	4,45	0,286
<b>P_S_min</b>	19,2	3,73	13,2	3,40	<b>0,002</b>
<b>PR_S</b>	7,8	3,47	7,8	3,58	0,985
<b>P_F_max</b>	4,0	3,67	2,3	3,09	0,233
<b>P_F_min</b>	-2,0	2,95	-3,6	3,19	0,240
<b>PR_F</b>	6,0	1,80	5,9	1,62	0,938
<b>P_T_max</b>	6,6	5,50	6,6	3,84	0,978
<b>P_T_min</b>	-5,9	4,56	-5,2	5,02	0,708
<b>PR_T</b>	12,5	3,25	11,8	2,79	0,646

*Legenda:* PRED N– neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PRED O– operovaná dolná končatina pred operáciou, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. P\_S\_max – maximálna antevertzia panvy, P\_S\_min – maximálna retrovertzia panvy, PR\_S – rozsah pohybu panvy v sagitálnej rovine, P\_F\_max – maximum elevácie panvy, P\_F\_min – maximum depresie panvy, PR\_F – rozsah pohybu panvy vo frontálnej rovine, P\_T\_max – maximum vonkajšej rotácie panvy, P\_T\_min – maximum vnútornej rotácie panvy, PR\_T – rozsah pohybu panvy v transverzálnej rovine.

**Tabuľka 13.** Rozdiel nameraných parametrov v bedrovom kĺbe medzi operovanou a neoperovanou dolnou končatinou **po operácii**

	Po N		Po O		p
	Priemer	SD	Priemer	SD	
<b>A_PF1</b>	-11,7	7,96	-9,2	7,34	0,452
<b>A_DF</b>	14,0	5,36	13,5	6,44	0,868
<b>A_PF2</b>	-22,4	10,11	-17,1	7,09	0,148
<b>AR</b>	36,5	6,90	31,2	4,39	0,064
<b>A_F_max</b>	1,2	3,00	2,1	2,46	0,208
<b>A_F_min</b>	-1,8	2,77	-1,5	2,18	0,186
<b>K_max1</b>	16,5	8,75	12,9	6,65	0,440
<b>K_min1</b>	8,1	6,73	7,0	6,48	0,782
<b>K_max2</b>	56,1	6,71	54,3	5,42	0,768
<b>K_min2</b>	3,5	7,58	1,2	6,43	0,568
<b>KR</b>	53,6	8,97	53,4	6,54	0,961
<b>K_F_max</b>	6,0	9,64	13,1	12,73	0,286
<b>K_F_min</b>	-7,9	7,45	-2,9	7,53	0,182
<b>KR_F</b>	13,9	6,45	16,0	6,80	0,648
<b>K_T_max</b>	3,8	12,67	3,6	10,07	0,982
<b>K_T_min</b>	-17,9	13,88	-19,6	15,73	0,851
<b>KR_T</b>	21,6	11,67	23,2	12,64	0,745
<b>H_F</b>	37,1	5,75	35,3	4,04	0,490
<b>H_E</b>	-0,7	6,70	0,2	7,37	0,760
<b>HR</b>	37,9	6,30	35,1	5,33	0,425
<b>H_F_max</b>	6,7	4,02	7,9	6,72	0,619
<b>H_F_min</b>	-4,3	5,26	-3,7	6,14	0,812
<b>HR_F</b>	11,0	3,78	11,6	4,56	0,741
<b>H_T_max</b>	7,1	16,75	7,7	16,63	0,947
<b>H_T_min</b>	-20,8	15,00	-18,4	16,96	0,798
<b>HR_T</b>	27,9	11,30	26,1	10,02	0,759
<b>P_S_max</b>	14,9	4,42	14,9	5,35	0,980
<b>P_S_min</b>	14,0	4,89	13,4	4,04	0,739

Pokračovanie tabuľky

<b>PR_S</b>	4,6	1,70	4,4	1,51	0,894
<b>P_F_max</b>	2,6	3,10	5,0	2,60	0,100
<b>P_F_min</b>	-4,9	2,59	-2,5	3,28	0,094
<b>PR_F</b>	7,5	3,18	7,5	3,35	0,970
<b>P_T_max</b>	4,1	4,13	6,9	2,25	0,135
<b>P_T_min</b>	-6,7	2,44	-3,5	4,19	0,086
<b>PR_T</b>	10,8	4,07	10,3	4,27	0,766

*Legenda:* PON – neoperovaná dolná končatina pred operáciou, PO O – operovaná dolná končatina pred operáciou, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti. Kinematické parametre sú uvádzané v stupňoch. A\_PF1 – prvé maximum plantárnej flexie v členku pri postupnom zaťažovaní, A\_DF – dorzálna flexia vo fáze medzistojia, A\_PF2 – druhé maximum plantárnej flexie v členku počas fázy odrazu, AR – rozsah pohybu v členku v sagitálnej rovine, A\_F\_max – maximum everzie v subtalárnom sklbení, A\_F\_min – maximum inverzie v subtalárnom sklbení, AR\_F – rozsah pohybu členku vo frontálnej rovine, A\_T\_max – maximum vnútornej rotácie vo fáze odrazu, A\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie členku pri postupnom zaťažovaní, AR\_T – rozsah pohybu členku v transverzálnej, K\_max1 – prvé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min1 – prvé maximum extenzie kolenného kĺbu, K\_max2 – druhé maximum flexie kolenného kĺbu, K\_min2 – druhé maximum extenzie kolenného kĺbu KR – rozsah pohybu kolenného kĺbu v sagitálnej rovine, K\_F\_max – maximum varozity kolenného kĺbu, K\_F\_min – maximum valgozity kolenného kĺbu, KR\_F – rozsah pohybu kolenného kĺbu vo frontálnej rovine, K\_T\_max – maximum vnútornej rotácie kolenného kĺbu, K\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie kolenného kĺbu, KR\_T – rozsah pohybu v transverzálnej rovine, H\_F – flexia bedrového kĺbu, H\_E – extenzia bedrového kĺbu, HR – rozsah pohybu bedrového kĺbu v sagitálnej rovine, H\_F\_max – maximum addukcie bedrového kĺbu, H\_F\_min – maximum abdukcie bedrového kĺbu, HR\_F – rozsah pohybu bedrového kĺbu vo frontálnej rovine, H\_T\_max – maximum vnútornej rotácie bedrového kĺbu, H\_T\_min – maximum vonkajšej rotácie bedrového kĺbu, HR\_T – rozsah pohybu v bedrovom kĺbe v transverzálnej rovine, P\_S\_max – maximálna antevertzia panvy, P\_S\_min – maximálna retrovertzia panvy, PR\_S – rozsah pohybu panvy v sagitálnej rovine, P\_F\_max – maximum elevácie panvy, P\_F\_min – maximum depresie panvy, PR\_F – rozsah pohybu panvy vo frontálnej rovine, P\_T\_max – maximum vonkajšej rotácie panvy, P\_T\_min – maximum vnútornej rotácie panvy, PR\_T – rozsah pohybu panvy v transverzálnej rovine.