



Fakulta  
tělesné kultury

Univerzita Palackého  
v Olomouci

# **Biomechanická analýza chůze u pacientů po totální náhradě kyčelního kloubu**

Disertační práce

Autor: Mgr. Eliška Zahutová

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2020

**Jméno a příjmení autora:** Eliška Zahutová  
**Název disertační práce:** Biomechanická analýza chůze u pacientů po totální náhradě kyčelního kloubu  
**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii  
**Školitel:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.  
**Rok obhajoby:** 2020

**Abstrakt:**

Hlavním cílem práce bylo určit vliv totální náhrady (TEP) kyčelního kloubu na biomechaniku dolních končetin při chůzi. Výzkumu se zúčastnilo 19 pacientů indikovaných k primární TEP kyčelního kloubu, 23 pacientů po revizní TEP (z toho u 18 z nich byly hodnoceny kromě zatížení dolní končetiny i úhlové parametry) a 19 zdravých jedinců. Úhlové a časoprostorové parametry chůze byly sledovány 3D kinematickou analýzou (Vicon MX), zatížení dolní končetiny bylo hodnoceno pomocí silových plošin (Kistler 9286AA). U pacientů před primární TEP kyčelního kloubu jsme zjistili pohybový deficit v oblasti kyčle a kolene, ale také nadměrný pohyb pánve (vše v sagitální rovině). Nadměrný rozsah pohybu pánve a snížený rozsah pohybu v operovaném kyčelním kloubu v sagitální rovině se v porovnání mezi skupinami (primární, revizní, kontrolní) jeví jako klinicky nejhorší u pacientů po revizní TEP kyčelního kloubu. Jeden rok po primární TEP došlo ke snížení rozsahu pohybu v oblasti pánve. U těchto pacientů však přetrvávala již z předoperačního období asymetrie v rotaci pánve. U pacientů po primární i revizní TEP by měla být součástí pooperační péče opakovaná reedukace chůze, která by měla za cíl prevenci pooperačních komplikací.

**Klíčová slova:** totální endoprotéza kyčelního kloubu, chůze, 3D kinematická analýza, reakční síla podložky, index symetrie

Disertační práce byla vytvořena v rámci dvou interních grantů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci: Biomechanická analýza chůze u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu (IGA\_FTK\_2014010) a Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz (IGA\_FTK\_2017\_012). Dále byla tato práce podpořena Grantovou agenturou České republiky projektem s názvem Hodnocení variability provedení chůze jako ukazatele rizika pádů (GACR 15-13980S).

Souhlasím s půjčováním disertační práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Mgr. Eliška Zahutová  
**Title of the doctoral thesis:** Biomechanical Analysis of Gait in Patients After Total Hip Replacement  
**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology  
**Supervisor:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.  
**The year of presentation:** 2020

**Abstract:**

The main goal of the thesis was to determine how total hip replacement (THR) could affect the biomechanics of the lower limb in walking. The research was attended by 19 patients indicated for primary THR, 23 post-revision THR patients (in 19 of whom the angular parameters were reviewed alongside weight-bearing of the lower limb), and 19 healthy individuals. The angular and spatiotemporal parameters of the gait were monitored through a 3D kinematic analysis (Vicon MX), while the weight-bearing of the lower limb was reviewed by means of force plates (Kistler 9286AA). In pre-operative THR patients, we found a movement deficit in the area of the hip joint and the knee, as well as an excessive pelvic movement (sagittal plane at all cases). The excessive pelvic movement and the reduced movement of the operated hip in sagittal plane seemed, in inter-group comparison (primary, revision, control), to be the worst in post-revision THR patients. One year after the primary THR, the pelvic movement got reduced. However, in these patients, asymmetry of pelvic rotation survived the pre-operative period. Repeated gait re-education, the aim of which would be to prevent post-operative complications, should be part of post-operative care for primary and revision THR patients.

**Keywords:** total hip arthroplasty, gait, 3D kinematic analysis, ground reaction force, symmetry index

The doctoral thesis was put together within two internal grants of the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc: Biomechanical Gait Analysis in Total Hip Replacement Patients (IGA\_FTK\_2014010) and Biomechanical Gait Analysis in Selected Orthopaedic Diagnoses (IGA\_FTK\_2017\_012). This thesis was also supported by the Czech Science Foundation through a project called Assessment of Gait Variability as a Fall Risk Indicator (GACR 15-13980S).

I agree the thesis paper to be lent out within the library service.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně pod odborným vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 5. listopadu 2020

.....

Ráda bych poděkovala především svému školiteli, prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr., za veškerý čas, který mi věnoval po celou dobu studia, ale také za nekonečnou trpělivost, inspiraci, nadšení pro vědu a výzkum a v neposlední řadě za kolegiálnost a respekt. Dále bych ráda poděkovala kolegovi, doc. Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D., za čas věnovaný nejenom mé disertaci, podnětné diskuse během celého studia, ale také za statistické zpracování dat. Děkuji prof. MSc. Jimu Richardsovi, Ph.D. za čas a prostor k diskusi nad mou disertací, ale také za statistické zpracování dat. Děkuji panu prof. MUDr. Jiřímu Gallovi, Ph.D. za možnost realizovat výzkum na Ortopedické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci, MUDr. Martinu Hobzovi, Ph.D. za spolupráci, cenné rady a čas, který mi věnoval při zpracování práce, ale také paní Bc. Barboře Lisické za pomoc s organizováním výzkumu. Děkuji všem účastníkům výzkumu, bez kterých by nebylo možné tuto práci vytvořit. Děkuji také kolegům na Katedře přírodních věd v kinantropologii, kteří mi pomáhali během zpracování práce i během celého studia, a to především paní Heleně Hanusové, paní Miroslavě Šubové, Ing. Petru Štěpaníkovi, panu Petru Bartošovi, Mgr. Lucii Bizovské, Ph.D. a Mgr. Kateřině Tomčalové. Děkuji Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci za možnost studovat na její půdě a možnost realizovat tuto práci i v rámci dvou studentských grantů. Ráda bych také poděkovala celé své rodině, která nemalou měrou přispěla k dokončení této práce.

# Obsah

<b>1 Úvod</b> .....	<b>8</b>
<b>2 Přehled poznatků</b> .....	<b>9</b>
2.1 Kyčelní kloub .....	9
2.1.1 Anatomické odlišnosti kyčelního kloubu .....	9
2.1.2 Ontogeneze kyčelního kloubu .....	11
2.1.3 Kineziologie kloubů dolní končetiny a pánve .....	13
2.1.4 Aspekty centrovaného postavení kyčelního kloubu.....	15
2.2 Koxartróza .....	16
2.2.1 Etiologie koxartrózy.....	18
2.2.2 Svalové dysbalance pacientů s koxartrózou .....	19
2.2.3 Postura pacientů s koxartrózou .....	22
2.3 Totální náhrada kyčelního kloubu .....	23
2.3.1 Indikace TEP kyčelního kloubu .....	24
2.3.2 Typy TEP kyčelního kloubu .....	24
2.3.3 Revizní TEP kyčelního kloubu .....	26
2.3.4 Faktory ovlivňující rekonvalescenci .....	27
2.4 Biomechanika chůze .....	29
2.4.1 Pletenec dolní končetiny při chůzi .....	30
2.4.2 Analýza chůze .....	33
2.5 Hodnocení běžných denních činností .....	36
2.5.1 Harrisova škála.....	36
2.5.2 WOMAC dotazník .....	36
2.5.3 Vizuální analogová škála bolesti.....	37
<b>3 Cíle, hypotézy a výzkumné otázky</b> .....	<b>38</b>
3.1 Hlavní cíl práce .....	38
3.2 Dílčí cíle práce .....	38
3.3 Hypotézy k dílčím studiím .....	38
3.4 Výzkumné otázky k dílčím studiím .....	39
3.4.1 Výzkumná otázka 1 (k dílčí studii 1) .....	39
3.4.2 Výzkumná otázka 2 (k dílčí studii 2) .....	39
3.4.3 Výzkumná otázka 3 (k dílčí studii 3) .....	39
<b>4 Metodika</b> .....	<b>40</b>
4.1 Charakteristika souboru.....	40
4.1.1 Soubor pacientů zařazených do první studie .....	40
4.1.2 Soubor pacientů zařazených do druhé studie.....	41
4.1.3 Soubor pacientů zařazených do třetí studie .....	41
4.2 Použité metody a přístrojové vybavení .....	41
4.3 Průběh měření.....	42
4.4 Sledované parametry .....	43

4.4.1 Úhlové proměnné .....	43
4.4.2 Časoprostorové proměnné .....	44
4.4.3 Kinetické proměnné .....	45
4.5 Zpracování dat .....	47
4.5.1 Statistické zpracování dat – 1. studie .....	47
4.5.2 Statistické zpracování dat – 2. studie .....	47
4.5.3 Statistické zpracování dat – 3. studie .....	48
<b>5 Výsledky.....</b>	<b>49</b>
5.1 Výsledky k dílčí studii 1 .....	49
5.1.1 Výsledky k hypotéze H01.....	49
5.1.2 Výsledky k hypotéze H02.....	52
5.1.3 Výsledky k hypotéze H03.....	54
5.1.4 Výsledky k výzkumné otázce 1 .....	56
5.2 Výsledky k dílčí studii 2.....	57
5.2.1 Výsledky k výzkumné otázce 2 .....	57
5.3 Výsledky k dílčí studii 3.....	60
5.3.1 Výsledky k výzkumné otázce 3 .....	60
<b>6 Diskuse .....</b>	<b>62</b>
6.1 Vliv jednostranné primární náhrady kyčelního kloubu na úhlové a časoprostorové parametry chůze .....	62
6.1.1 Stereotyp chůze u pacientů před TEP kyčelního kloubu (H01).....	62
6.1.2 Změna chůzového stereotypu pacientů 1 rok po TEP kyčelního kloubu (efekt operace; H02) .....	66
6.1.3 Funkční hodnocení schopností a bolesti u pacientů 1 rok po TEP kyčelního kloubu (VO1).....	70
6.1.4 Stereotyp chůze pacientů 1 rok po TEP kyčelního kloubu v porovnání se zdravými jedinci (H03) .....	72
6.2 Rozdíly v úhlových parametrech chůze u pacientů po jednostranné primární a revizní náhradě kyčelního kloubu v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců (VO2) .....	76
6.3 Vliv doby, která uplyne od jednostranné revizní náhrady kyčelního kloubu, na symetrii zatížení dolních končetin při chůzi (VO3) .....	80
6.4 Limity práce.....	82
<b>7 Závěry .....</b>	<b>84</b>
<b>8 Souhrn.....</b>	<b>86</b>
<b>9 Summary.....</b>	<b>88</b>
<b>10 Referenční seznam.....</b>	<b>90</b>
<b>11 Seznam příloh .....</b>	<b>104</b>
<b>12 Přílohy.....</b>	<b>105</b>

# 1 Úvod

S fyziologickým procesem stárnutí přirozeně souvisí i degenerativní změny nosných kloubů dolních končetin, které významně ovlivňují denní pohybové stereotypy. Opatření k zabránění vzniku artrózy prozatím neexistují. Pacienti jsou tak odkázáni na chirurgická řešení jejich obtíží, kdy je artrotický kloub vyměněn (totální náhrada – TEP).

Pro objektivní diagnostiku klinického stavu těchto pacientů je výhodné zvolit chůzi, která má vysokou vypovídající hodnotu a může sloužit, po určení pohybových limitů, i jako dobře dostupná forma terapie. Biomechanická analýza chůze může přiblížit vliv koxartrózy a následné výměny nosného kyčelního kloubu na různé charakteristiky chůze (Lamontagne, Beaulieu, Varin, & Beaulé, 2009; Slaven, 2012). Díky biomechanickým metodám jsme tak schopni rozpoznat nefyziologické provedení chůze, při kterém dochází k řetězení patologických pohybových stereotypů a přetěžování, často primárně nepostížených, struktur pohybového systému.

Dostupné studie se zaměřují spíše na dílčí „úkoly“ a porovnávají s kontrolní skupinou zdravých jedinců buď jen pacienty s koxartrózou (Constantinou, Loureiro, Carty, Mills, & Barrett, 2017; Eitzen, Fernandes, Nordsletten, & Risberg, 2012; Leigh, Osis, & Ferber, 2016), nebo pacienty indikované k primární TEP (Ismailidis et al., 2020; Ornetti et al., 2011), před a pooperační stav pacientů po primární TEP (Foucher, Hurwitz, & Wimmer, 2007; Heiberg, Ekeland, Bruun-Olsen, & Menshoel, 2013; Mazzoli et al., 2017) nebo pooperační stav pacientů se zdravými jedinci (Beaulieu, Lamontagne, & Beaulé, 2010; Ewen, Stewart, Gibson, Kashyap, & Caplan, 2012; Perron, Malouin, Moffet, & McFadyen, 2000). Všechna tato porovnání se však netýkají jednoho souboru pacientů a zjištění jsou často neúplná. Chybí tak podrobnější posouzení pohybového aparátu pacientů po primární TEP kyčelního kloubu. Ještě méně dostupných informací v literatuře se pak týká analýzy chůze u pacientů po revizní TEP kyčelního kloubu, ale také porovnání chůzového stereotypu pacientů po primární a revizní TEP kyčelního kloubu.

Pro získání informací důležitých pro zhodnocení klinického stavu pacientů před i po TEP kyčelního kloubu je nutné využít biomechanickou analýzu chůze. Prostřednictvím úhlových a časoprostorových parametrů chůze, ale také pomocí hodnocení symetrie zatížení dolních končetin, pak můžeme přiblížit klinicky zásadní chůzový stereotyp u tohoto chirurgického zákroku.



## 2 Přehled poznatků

### 2.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je kulovým kloubem omezeným (enarthrosis) a v chirurgii pohybového aparátu bývá z důvodu významné pozornosti označován jako „královský kloub“. Na vývoj kyčelního kloubu v celém postnatálním vývoji mají velký vliv mechanické faktory. Během růstu je pro zdravý kyčelní kloub nezbytný „centrický“ tlak hlavičky femuru. Ten je důležitý pro prohlubování acetabula, se kterým je spojeno i nabývání kloubní chrupavky. Dalším důležitým parametrem je i dobré zastřešení hlavičky femuru acetabulem, které podporuje zachování rovnoměrných tlakových poměrů v kloubu. Velký biomechanický význam mají i oba trochantery, které zvyšují účinnost tahu svalů kyčelního kloubu (Bartoníček & Heřt, 2004).

Kyčelní kloub svým tvarem vytváří určitou nestabilitu. Anatomicky je vybaven několika komponentami, které zajišťují stabilitu kloubu, jako je například trámčina hlavičky a krčku femuru. Ta svým spirálovitým průběhem zajišťuje pevnost kosti, a může být tak středem přenosu zátěže a sil z dolních končetin na pánev (dále pak i na osový systém) a zpět. Významnou roli ve stabilitě kyčelního kloubu hrají anatomické dispozice a jeho celková geometrie, kam patří:

- tzv. offset – tvar hlavičky a krčku femuru,
- kolodiafyzární úhel,
- torze krčku femuru,
- tvar a torze acetabula,
- Wibergův úhel a další (P. Kolář, osobní sdělení, 20. října, 2017).

Kolodiafyzární úhel (úhel mezi dlouhou osou krčku femuru a dlouhou osou diafýzy) bývá někdy označován i jako inklinací úhel, který se mění s věkem a během růstu se zmenšuje. Při narození dosahuje až  $160^\circ$ , v dospělosti je jeho variační šíře  $116-138^\circ$ . Úhel torze krčku femuru (úhel mezi dlouhou osou krčku femuru a frontální rovinou) se také mění s věkem. Úhel anteverzce u dospělých je  $12-15^\circ$  (Bartoníček & Heřt, 2004).

#### 2.1.1 Anatomické odlišnosti kyčelního kloubu

Mezi muži a ženami je anatomie kyčelního kloubu z pohledu antropologů rozdílná. Roli zde hrají nejenom styčné plochy kyčelního kloubu, jako jsou acetabulum na pánvi

a hlavice femuru, ale také kolodiafyzární úhel krčku femuru. Díky rozdílné anatomii pánve a kyčelního kloubu může docházet biomechanicky i k rozdílnému tahu svalů nejenom kyčelního kloubu, ale i kolenního kloubu a pánve.

***Rozdílné znaky na pánvi*** (Čihák, 2001; Stoukal, 1999):

- tvar pánve – u mužů je nálevkovitý, vertikálně orientovaný, u žen naopak předozadně oploštělý;
- vchod do malé pánve – u mužů je srdčitý s vyčnívajícím promontoriem, u žen potom ledvinovitý;
- suprapubický úhel (seběh dolních ramen kostí stydkých) – u mužů 70-75°, u žen 90-95°;
- symfýza – u mužů je vysoká, u žen nízká;
- tělo stydké kosti – u mužů trojúhelníkovité, u žen má čtyřúhelníkovitý tvar;
- acetabulum – u mužů velké, směřující laterálně, průměrně velké jako délka stydké kosti; u žen je acetabulum malé, směřující anterolaterálně, průměrná velikost je menší než délka stydké kosti;
- vzdálenost ze středu fossa acetabuli – k hornímu okraji facies symphysialis, k dolnímu okraji tuber ischiadicum:
  - o u mužů jsou stejné, u žen je vzdálenost k facies symphysialis významně větší;
- kostrč – u ženy je kratší a pohyblivější (v synchondróze připojena k os sacrum – lze ji odklonit dozadu).

***Rozdílné znaky na femuru***

- antropologové předpokládají jako u jiných kostí, že je femur u mužů robustnější než u žen, stejně jako mají muži mohutnější svalové úpony;
- kolodiafyzární úhel – díky tomu, že kyčelní jamky ženy jsou od sebe více vzdáleny než mužské a směřují více dopředu, nabízí se, že by měla mít osa krčku femuru a osa těla femuru menší úhel než u mužů (ti mají pánev užší a osy těl femurů by měly být svislejší). Stloukal (1999) však na základě studií doporučuje zrovna tento znak při posuzování koster nemít jako stěžejní ukazatel při rozlišování pohlaví. U žen je dle jeho publikace kolodiafyzární úhel 112-125°, u mužů pak 127-135°.

V dostupných zahraničních publikacích se tématem mezipohlavní rozdílnosti biomechaniky dolní končetiny při chůzi zabývá několik autorů. Tématika se však prolíná

různými experimentálními skupinami, a to skupinami zdravých mladých jedinců (Bruening, Frimenko, Goodyear, Bowden, & Fullenkamp, 2015; Chumanov, Wall-Scheffler, & Heiderscheit, 2008; Kerrigan, Todd, & Croce, 1998; Loverro, Hasselquist, & Lewis, 2019), starších jedinců (Boyer, Beaupre, & Andriacchi, 2008) a pacientů s osteoartrózou, avšak pouze kolene (Phyniomark, Osis, Hettinga, Kobsar, & Ferber, 2016). Na čem se autoři ve všech případech shodují, jsou rozdíly v kinematice kyčelního kloubu nebo pánve ve frontální rovině, většinou s většími rozsahy pohybů u žen.

Rozdíly pohybu v oblasti pánve popisují Bruening et al. (2015), kteří uvádějí větší sešikmení pánve (pohyb pánve ve frontální rovině) a rotaci pánve (pohyb pánve v transverzální rovině) u žen. Nejčastěji se pak opakuje významně větší maximum addukce kyčelního kloubu během chůze u žen (Boyer et al., 2008; Chumanov et al., 2008; Loverro et al., 2019; Phyniomark et al., 2016). Zvětšenou vnitřní rotaci v kyčelním kloubu u žen dále zdůrazňují Chumanov et al. (2008) a větší pohyb do flexe v kyčli u žen zmiňují ve své studii Kerrigan et al. (1998).

U žen je tak typičtější větší zatížení v oblasti kyčelního kloubu, tedy dá se zde předpokládat rychlejší degenerace kloubní chrupavky (Boyer et al., 2008). Ve studii Kerrigan et al. (1998), která porovnávala pacienty s osteoartrózou (OA) a zdravé jedince bylo zajímavé, že mezi oběma skupinami nebyl rozdíl, naopak rozdíl byl nalezen mezi pohlavími. Autoři se také shodují na vhodnosti vytvoření různých normativních hodnot pro muže a ženy (Kerrigan et al., 1998; Szymańska, Domzalski, & Stolarczyk, 2019).

### **2.1.2 Ontogeneze kyčelního kloubu**

Na tvar kyčelního kloubu, a posléze i jeho funkci, má zásadní vliv také postnatální motorický vývoj dítěte (často označovaný jako psychomotorický vývoj jedince), který se rozděluje dle zrání centrální nervové soustavy (CNS) po šesti týdnech. Během tohoto vývoje dochází k dorzálnímu klopení pánve, které vytváří ideální zastřešení jamky a hlavice femuru. To je nezbytné pro adekvátní pohyb kyčelního kloubu v jeho plném trojrozměrném rozsahu (Vojta & Peters, 2010).

U novorozence nasedá hlavice na diafýzu femuru, tedy krček femuru prozatím není zformovaný. Funkčně zde kyčelní kloub funguje jako kladkový, nikoliv jako v dospělosti kulový. Při ventrální flexi pánve (anteverzii) je tak umožněn pohyb kyčle spíše do flexe a extenze a zevní rotaci není možné aktivně provádět ve větším rozsahu pohybu. Dolní končetiny jsou tak ve vnitřně rotačním držení, což přetrvává do šesti týdnů stáří dítěte.

V souvislosti se vznikem zrakové orientace ve 4.-6. týdnu života vzniká velmi důležitá součást orientace, a to přenášení hmotnosti, což je nezbytná součást pohybu vpřed, jejímž prostřednictvím se vytvářejí podmínky pro pohybový kontakt s okolím. Fázický pohyb končetin, tedy později i chůze, se uskuteční až po „ekonomickém“ sledu všech důležitých činností: zraková orientace, přenos hmotnosti těla a automaticky podmíněné držení těla (zajištění postury; Vojta & Peters, 2010). V šesti týdnech dítěte se objevuje zevní rotace kyčlí ve spolupráci s addukcí kyčlí, tedy jamka je nastavena více laterálně. S větším dorzálním klopením pánve souvisí i významnější aktivita ventrální muskulatury trupu.

Ve třech měsících plní adduktory kyčelních kloubů poprvé svou antigravitační funkci a pánev je již ve středním postavení (někdy označováno jako neutrální postavení). Pohybové modely dítěte ve 3. měsíci života mají zásadní vliv na formování kyčelního kloubu i tím, že zde dochází k formování opěrné funkce dolních končetin pomocí specifické svalové aktivity.

Ve 4,5. měsíci se formuje krček femuru, pro jehož fyziologický tvar je nutné v těle mimo jiné zajistit: schopnost dorzálního klopení pánve, správnou funkci adduktorů v kombinaci s abduktory a v neposlední řadě zdravě vyvíjející se CNS.

V 6. měsíci je pro kyčelní kloub typické v opoře dítěte o rozvinuté dlaně (horní končetiny jsou natažené v loktech) postavení pánve ve středním postavení a masivní protažení a aktivace m. iliopsoas, který kyčelní kloub podepírá z ventrální strany. Kyčelní kloub je tak poprvé „vynesen“ nahoru, což opět působí na formování kyčelního kloubu. V průběhu dalšího motorického vývoje dítěte dochází vlivem „formativního“ tahu svalů (vlivem zátěže) k upevňování těchto motorických vzorů a tvaru kyčelního kloubu. Úplné formování kyčelního kloubu je ukončeno v 8 letech dítěte (M. Kutín, osobní sdělení, 22. června, 2012). Kyčelní kloub jako první dozrává a jako poslední stárne (L. Kazmarová, osobní sdělení, 10. května, 2018).

Pokud neprobíhá tato svalová koordinace fyziologicky, mohou vzniknout zárodky pro postižení kloubu i v pozdním dětském věku a dospělosti. Nejčastěji jde o skoliózy vlivem sešikmené pánve v důsledku špatného formativního vlivu motorického vývoje na krček femuru. Větším problémem jsou poté už například centrální paréza, dětská mozková obrna, kde můžeme vidět velmi časté luxace kyčelních kloubů právě z důvodu

velmi špatného motorického vývoje, avšak etiologicky primárně z důvodu postižení CNS (M. Kutín, osobní sdělení, 22. června, 2012).

### **2.1.3 Kineziologie kloubů dolní končetiny a pánve**

#### ***Kyčelní kloub***

Kyčelní kloub má především dvě funkce, a to je podpora pánve, v jejíž úrovni se nachází těžiště těla a lokomoce (Kapandji, 1987). Pohyb femuru v otevřeném kinematickém řetězci vychází primárně z kyčelního kloubu. V uzavřeném kinematickém řetězci je jeho pohyb ovlivňován pohyby okolních segmentů (Dvořák, 2005). Celkově jde o kloub, jehož pohybové limity jsou částečně kompenzovány pohyby v oblasti bederní páteře. Rozsah pohybu (range of motion – ROM) kyčelního kloubu do aktivní flexe je menší (90°) při extendovaném kolenu a větší (120°) s flektovaným kolenem. Pasivní pohyb je vždy větší než aktivní, ale stále záleží na pozici kolene. Pasivní flexe dosahuje až 140° (záleží na schopnosti relaxace hamstringů) a je spojena s dorzálním klopením pánve díky oploštění bederní lordózy. Extenze kyčelního kloubu je limitovaná napětím ligamentum iliofemorale a její rozsah pohybu je také závislý na pozici kolene. Při extendovaném kolenu má extenze kyčle větší rozsah pohybu (až 20°) než při flektovaném kolenu. Je to proto, že hamstringy během flexe kolene pozbývají svou funkci extenzorů kyčle a jsou využívány právě na tuto flexi kolene. Rozsah pasivní extenze udává Kapandji (1987) až 30°, ale jde o silové vytvoření této pozice. Rozsah abdukce kyčelního kloubu je ohraničen „narázem“ krčku femuru do okraje acetabula, avšak kontaktu je zabráněno napětím adduktorů kyčle a ligamentum iliofemorale a pubofemorale. Její maximum je 45°. Addukci kyčelního kloubu popisuje Kapandji spíše jako součást jiných pohybů než jako samostatně prováděnou (addukce a flexe kyčle, addukce a extenze kyčle). Například addukce kyčle spojená kontralaterálně s abdukci kyčle je doprovázena náklonem pánve i trupu ve frontální rovině. Pokud by byla vedena dolní končetina samostatně (aktivně i pasivně), dosáhne kyčelní kloub maximální addukce 30°. Rozsah rotací kyčelního kloubu se vyznačuje mezi jedinci vysokou variabilitou (Bartoníček & Heřt, 2004). Kapandji (1987) uvádí jejich hodnoty jako závislou proměnnou na velikosti anteverze krčku femuru.

### ***Kolenní kloub***

Femur jako součást kyčelního kloubu se distálně kloubí s tibií a patelou. Pohyby kyčelního kloubu tak bezprostředně souvisí i s pohyby kloubu kolenního. Během pohybu z extenze kolene do flexe dochází v oblasti kolene k dvojímu druhu pohybu – konvexní kondyly femuru se valí po konkávních plochách tibie nazad a zároveň dochází k jejich smyku po tibiálním plató vpřed. Větší pohyblivost je strukturálně dána laterálnímu kondylu, který je tímto i méně stabilní. Tím, že se laterální kondyl pohybuje více, dochází k rotaci femuru (tedy k pohybu v rovině transversální). Při pohybu z extenze do flexe v koleni jde o zevní rotaci femuru vůči tibii, která rotuje dovnitř (popis pohybů v uzavřeném kinematickém řetězci; Kapandji, 1987). V kolenním kloubu dochází také k minimálním pohybům ve smyslu abdukce a addukce (též označované jako varozita a valgozita) – tedy pohyby v rovině frontální. Během chůze se tedy střídá addukce femuru, uvedení kolene do mírné valgozity či mediálního vychýlení osy kloubu (většinou při stojné fázi chůze), s laterálním vychýlením femuru vůči tibii do abdukce – varozity (většinou při švihové fázi chůze; Kapandji, 1987). Mírná valgozita kolene je díky postavení diafýzy femuru fyziologická a formuje se během ontogeneze. Bartoníček a Heřt (2004) popisují tyto pohyby jako pasivní. Jde však o pohyby sdružené, které jsou důležitou komponentou pohybu v koleni.

### ***Hlezenní kloub***

Hlezenní kloub (též nazýván jako talokrurální či tibiotarzální) je spojením talu a bérceových kostí. Společně s komplexem kloubů nohy umožňuje variabilitu pohybu chodidla a přizpůsobení se nerovnostem terénu, po kterém člověk kráčí (Kapandji, 1987). Během jednooporové fáze chůze je hlezenní kloub vystavován extrémním mechanickým podmínkám. Díky kladkovému tvaru kloubu popisuje Kapandji (1987) pohyb pouze v sagitální rovině, a to do flexe (dorzální) a extenze (plantární flexe). Pohyby probíhající ve frontální a transversální rovině jsou umožněny v distálněji uložených kloubech, z nichž zásadní roli hraje kloub subtalární (spojení talu a kalkaneu). Talus jako součást hlezenního i subtalárního skloubení je pak jakýmsi převodovým uzlem, který převádí pohyby bérce na komplex chodidla a zpět. Zde pak probíhají pohyby v dalších rovinách, tedy supinace a pronace v rovině transversální a addukce a abdukce chodidla v rovině frontální. Pohyby hlezenního kloubu jsou tak přímo ovlivňovány jak pohyby chodidla,

tak pohyby kolenního kloubu (Kapandji, 1987; Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2003).

### ***Páneve***

Mezi pohyby pánve jako celku patří v sagitální rovině antevertze (zvětšení bederní lordózy) a retrovertze (zmenšení bederní lordózy), v rovině frontální laterální úklon (za účasti abduktorů a adduktorů kyčelních kloubů) a v rovině transverzální rotace pánve okolo vertikální osy (pohyb probíhá za spolupráce svalstva dolních končetin, pletence pánevního a trupu). Véle (2006) dále popisuje torzi pánve jako rotaci pánevních kostí vůči sobě (zde přichází uplatnění nutačních pohybů v sakroiliakálních skloubeních – SI). Pohyby přímo v oblasti pánve se dějí na rozhraní tří skloubení – párového SI skloubení a chrupavčitého spojení symphysis pubica. Pohyblivost SI skloubení, spony stydké a vazů zpevňujících tato skloubení významně ovlivňuje a udržuje optimální funkci bederní a dolní hrudní páteře (Dylevský, 2000).

#### **2.1.4 Aspekty centrovaného postavení kyčelního kloubu**

Zásadní pro dobrou funkci svalů kyčelního kloubu je zajištění centrovaného postavení v kloubu, a to nejenom daného kloubu, ale i kloubů sousedních. Pro udržení centrovaného postavení v kyčelním kloubu je zásadní adekvátní aktivita svalů, které jsou nejbližší kloubního pouzdra, tedy zevních rotátorů kyčelního kloubu. Jejich správný tah je však podmíněn i správným nastavením pánve (neutrální postavení), kdy mohou adekvátně fungovat i abduktory kyčelního kloubu. Pro dostatečnou svalovou sílu abduktorů je potřeba mít zajištěnou i adekvátní elasticitu adduktorů. Při překlopení pánve nejčastěji do antevertze pak nemohou zevní rotátory plnit svou stabilizační funkci, m. glutaeus medius se stává flexorem a vnitřním rotátorem kyčelního kloubu, stejně jako se adduktory stávají vnitřními rotátory. Decentrace kyčle se pak nefyziologickým používáním dále upevňuje (L. Kazmarová, osobní sdělení, 11. května, 2018). V kyčelním kloubu by jako klinicky fyziologická měla tedy převažovat zevní rotace s napřímenou pánví a otevřeným lumbosakrálním přechodem. Obecně pro funkci kořenových kloubů (ramenní i kyčelní) tak není výhodná převaha vnitřních rotátorů a adduktorů (Vojta & Peters, 2010).

Další zásadní parametr, který navazuje na centrované postavení nejenom kyčelního kloubu, je dobrá trupová stabilizace, která zajišťuje i výše zmíněné neutrální postavení pánve, stejně jako celkové napřímení páteře. Prof. Kolář ve svých pracích (Kolář, 2007;

Kolář et al., 2009) mluví o stěžejní spolupráci hlubokých břišních a zádočných svalů, kde hlavní roli hrají: m. transversus abdominis, šikmé břišní svaly (mm. obliqui externi et interni), hluboké svaly páteře (mm. rotatores et multifidi) a svaly pánevního dna (m. levator ani a m. coccygeus). Při adekvátní koaktivitě může dojít k dobré trupové stabilizaci a dobré funkci kyčelního kloubu. Toto vše pouze za předpokladu centrovaného postavení pohybových segmentů, o kterém v principu podobně mluví i koncept Spiraldynamik®, v rámci kterého je větší význam kladen na šikmé břišní svaly, coby propojení trupu a pánve („zevní a vnitřní spirála pánve“).

Jeden z důležitých a někdy opomíjených prvků dobré svalové práce nejenom kyčelního kloubu, ale i celé dolní končetiny, je i distální segment – chodidlo. Chodidlo hraje významnou roli ve stabilitě celého těla. Svým kontaktem s podložkou dostávají proprioceptory celé dolní končetiny informace o vnějším prostředí. Mnoho autorů popisuje spojitost mezi chodidlem, kvalitou opory a proximálními klouby dolní končetiny (Kapandji, 1987; Larsen & Miescher, 2018; Véle, 2006). Například Spiraldynamik® koncept (Larsen & Miescher, 2018) popisuje pohyb dolní končetiny jako navazující spirálu jednotlivých segmentů na sebe, kdy při stejné fázi chůze dochází v kontaktu chodidla s podložkou k současnému pohybu chodidla do pronace, zároveň stočení patní kosti do abdukce (pohyb ve frontální rovině), bérce rotuje dovnitř a femur zevně. Propojenost zdánlivě vzdálených segmentů dolní končetiny (především akra a kyčelního kloubu) podporují i další autoři. Nejenom Véle (2006) a Kapandji (1987) se například shodují v názoru, že rotační pohyby femuru ovlivňují postavení nohy.

## **2.2 Koxartróza**

Osteoartróza (OA) je nezánettivé degenerativní onemocnění kloubu, které „ je charakterizované degradací kloubní chrupavky, subchondrální sklerózou, tvorbou osteofytů a změnami měkkých tkání, které zahrnují synoviální membránu, kloubní pouzdro, kloubní vazy i svaly“ (Dungl et al., 2005, p. 177). Patogeneze OA spočívá v metabolických pochodech poškozené kloubní chrupavky. Výživa chondrocytů, které vytvářejí hyalinní chrupavku kyčelního kloubu, se děje difuzí ze synoviální tekutiny. Ta je pohybem vmasírována do kloubní chrupavky. Artrotické změny probíhají nejprve na synovii, poté se proces rozšiřuje až na kostní tkáň.

Artróza kyčelního kloubu (koxartróza) vzniká při špatném zastřešení jamky hlavičky femuru. V ideálním zastřešení jsou síly v kloubu rozloženy adekvátně a není přetěžován



žádný úsek jamky bez nároku vzniku osteofytů či opotřebením chrupavky (Bartoniček & Heřt, 2004; Koudela et al., 2004).

Artrózu dělíme na 4 stupně podle nejpoužívanější ortopedické klasifikace Kellgren a Lawrence (K-L; 1957). Ti definují stádia osteoartrózy dle rentgenového snímku jako:

- 0 – žádné OA změny,
- 1 – nejisté OA změny,
- 2 – minimální OA změny,
- 3 – mírné OA změny,
- 4 – vážné OA změny.

Pavelka (2012) uvádí, že pro praxi je toto hodnocení celkem „hrubé“ a význam této škály bývá spíše přeceňován. Záleží dle jeho názoru i na progresi osteoartrózy, protože běžný úbytek chrupavky je 0,1-0,2 mm za rok. U rychle progredujících OA to může být i 1 mm za rok (tzv. rychle progredující OA).

Nejčastější diagnostika tak probíhá dle rentgenového vyšetření (Obrázek 1). Kloubní šterbina by na něm měla být u zdravého kyčelního kloubu 4-6 mm široká, kloubní plochy bez nerovností, trabekulární systém spongiózy pravidelný a okraje kloubních ploch by měly být bez osteofytů či cystických subchondrálních změn. Existují i jiná klinická vyšetření (mimo rentgen), která mohou poukazovat na degenerativní poškození kloubu. Jedno z nejdůležitějších je odebrání anamnézy pacienta včetně dotazů na každodenní aktivity týkající se především soběstačnosti pacienta (ADL – activity of daily living) a charakter/místo bolesti. Nejčastěji se projevuje bolest v oblasti kyčelního kloubu laterálně, v třísle, v oblasti sakroiliakálního skloubení nebo v oblasti kolene (Kubát, 1985), a to při začátku pohybu, při chůzi na nerovném terénu nebo po schodech.



Obrázek 1. Stupně artrózy kyčelního kloubu: (A) stupeň 0 – normální, (B) stupeň 1, (C) stupeň 2, (D) stupeň 3 (upraveno dle Altman & Gold, 2007); podle K-L klasifikace jde o stupně 0,2,3,4.

Další klinická vyšetření jsou spíše nespecifická a doplňková. Testuje se zde Thomasův test (zkrácení m. iliopsoas dle V. Jandy), Faber manévr (Patrickova zkouška s kontralaterální fixací pánve), Trendelenburg (překvapivě nejméně specifický test pro koxartrózu, avšak hojně používaný) a vyšetření Cyriaxova kapsulárního (kloubního) vzorce (omezení pohybu v pořadí: vnitřní rotace – extenze – flexe – zevní rotace; Lewit, 2003). Tento kloubní vzorec nelze však aplikovat na všechny stádia koxartrózy.

### 2.2.1 Etiologie koxartrózy

Artrózu dělíme dle příčiny na primární a sekundární. U primární (idiopatické) není vyvolávající příčina známa. Sekundární artróza vzniká na podkladě již vzniklého preartrotického stavu, tedy v patologickém terénu. Na preartrotických stavech má podíl neadekvátní přetěžování kloubů také v období růstu (především v oblasti vrcholového sportu). Vybrané preartrotické stavy uvádí Koudela et al. (2004):

- „vrozené vývojové vady: vývojová kyčelní dysplazie, femoropatelární dysplazie, chondrodysplazie;
- pouřazové stavy: nitrokloubní zlomeniny zhojené v dislokaci, subluxační postavení v kloubu, instability v kloubu, poruchy osy dolních končetin, nestejně délky končetin;
- získaná onemocnění: morbus Perthes, artropatie a artritidy“ (p. 88).

Nelze vždy jednoznačně určit, zda se ve vzniklém degenerativním procesu uplatňují spíše endogenní či exogenní faktory. Lze však stanovit určité rizikové faktory, kam většina autorů řadí (Dungl et al., 2014; Koudela et al., 2004):

- vyšší věk,
- pohlaví (ženy mají vyšší předpoklad; Löfvendahl, Bizjajeva, Ranstam, & Lidgren, 2011),
- vyšší tělesná hmotnost,
- nadměrná fyzická práce či vrcholový sport,
- poruchy biomechaniky,
- genetické faktory,
- etnické a geografické vlivy.

Vyšší věk je dle Dungla et al. (2014) nejzávažnější rizikový faktor. Pavelka (2012) zmiňuje výskyt osteoartrózy v populaci nad 65 let u 40 % lidí, Dungl et al. (2014) nad 75 let potom u více než 80 % lidí. Dungl et al. (2014) však dodávají, že OA není pouze

výsledkem stárnutí. Kloubní chrupavka má horší proces hojení i díky tomu, že nemá cévní ani nervové zásobení. Stárnoucí chrupavka je tenčí, její povrch je méně hladký a barva kalně žlutá. Chrupavka je u OA v nezátížených okrcích velmi nepravidelná, fibrilovaná a na okrajích kloubních ploch se navíc tvoří hypertrofické osteofyty. Toto vše v prostém procesu stárnutí nenalezneme.

Zahraniční studie se zabývají spojitostí mezi obezitou a artrózou nosných kloubů jako rizikového faktoru vzniku OA a tedy i následné komplikace dřívějšího opotřebení kloubů po TEP (Hofstede, Gademan, & Nelissen, 2016). Například Singer, Dammerer, Krismer a Liebensteiner (2018) vysledovali, že obezita je citlivější faktor u pacientů s OA kolene, spíše než u pacientů s OA kyčle. K podobným závěrům dospěli i ve studii Harato et al. (2019), kteří zařadili do svého výzkumu kromě OA nosných kloubů i pacienty s degenerativním onemocněním páteře. OA kyčle tak dle jejich závěrů byla méně ovlivněna indexem tělesné hmotnosti (BMI), výrazně více pak koleno a páteř. V porovnání pacientů s OA kyčle a kontrolní skupiny zdravých jedinců, mají pak významně vyšší BMI pacienti s OA kyčle (Machado-Payer, Latorre-Román, Jerez-Mayorga, Chiroso, & Ábalos-Medina, 2020).

### ***Osteoporóza u pacientů s koxartrózou***

V kontextu degenerativních změn pohybového aparátu je důležité také zjistit, zda se vyskytuje i osteoporóza u osteartrotických pacientů z důvodu potřeby kvalitního hojení kosti pro osteo-integraci endoprotéz (Kučera, Soukup, Krs, Urban, & Sponer, 2012). Podle Dungla et al. (2014) mají pacienti s OA vysokou kostní denzitu (související s novotvorbou kosti), tedy dle jejich názoru pacienti s osteoporózou trpí výrazně méně artrózou, než se očekává. Kučera et al. (2012) hodnotili 24 žen s primární artrózou kyčelního kloubu IV. stupně (indikované k primární TEP kyčle), které byly rozděleny dle hodnocení osteoporózy do skupin dle T-skóre. U sledovaných žen byl nalezen v 50 % současný výskyt artrózy a nějakého stupně osteoporózy, tedy u poloviny žen byla zjištěna nižší kostní denzita. Nižší kostní denzita byla nalezena spíše u pacientek s nižším BMI a delším odstupem od menopauzy.

### **2.2.2 Svalové dysbalance pacientů s koxartrózou**

Hlavními projevy osteoartrózy je bolest, snížená funkce kloubů dolní končetiny, omezená kloubní mobilita a abnormality v chůzi. Při artróze kyčelního kloubu tak vzniká svalová dysbalance, kdy se během stoje i chůze klinicky projevuje porucha rovnováhy

mezi oslabenými hýžďovými svaly a hyperaktivními flexory kyčelního kloubu, mezi oslabenými břišními svaly a hyperaktivními vzpřimovači trupu, a také mezi oslabenými abduktory a hyperaktivními adduktory kyčelního kloubu (Lewit, 2003). Podle metodiky Jandy (1987) jde o svalovou dysbalanci v rámci dolního zkříženého syndromu.

Během objektivního vyšetření pacientů s koxartrózou dle Koláře et al. (2009) klinicky dominuje relativní zkrat dolní končetiny s výrazným pohybovým omezením, antevertze a rotace pánve, kachní chůze v důsledku oslabených abduktorů kyčle (i z důvodu možné inhibice m. gluteus medius výpotkem). Pohyb v kloubu je pak během vyšetření omezen do vnitřní rotace, abdukce a extenze. Patologie dolní končetiny klinicky při stojné fázi chůze vypadá jako vnitřně rotovaný a addukovaný femur, vnitřně rotovaný bérec a valgizace chodidla bez adekvátní opory nohy. V tomto stereotypu pak může vznikat i rychlejší opotřebení kyčelního kloubu vzhledem ke špatným biomechanickým poměrům během chůze. Insuficience zevně rotační komponenty kořenových kloubů v rámci chabé postury se objevuje u pacientů i po výměně kyčelního kloubu. Mezi klinické projevy špatného zatížení kyčelního kloubu patří také absence rotace pánve vůči femuru při chůzi, absence rotability v kyčli, vychylování trupu ve frontální rovině a další (P. Kolář, osobní sdělení, 20. října, 2017).

Počínající koxartrózu popisuje podobně i Véle (2006), a to jako omezení vnitřní rotace kyčle a zkrácení kroku. Bolesti, které provázejí tyto obtíže, pak Véle popisuje jako zdánlivé pseudoradikální bolesti, na což je důležité pamatovat při diferenciální diagnostice. Poukazuje také na významné (asymetrické) zkrácení m. iliopsoas, který se podílí na lateroflexi, addukci a zevní rotaci femuru (Véle, 2006).

V dostupných studiích se tématu svalových dysbalancí autoři věnují z hlediska její příčiny nebo porovnávají svalovou sílu či objem svalů u exponovaných antagonistických svalových skupin, ať už při chůzi nebo při postavování se ze sedu. Rozšíření svalových dysbalancí při koxartróze na pohybové segmenty mimo kyčel bylo ve studiích nalezeno maximálně pro kolenní kloub (Loureiro, Constantinou, Diamond, Beck, & Barrett, 2018; Rasch, Dalén, & Berg, 2010). Svalové dysbalance typické pro posturu těchto pacientů, jako je oslabená břišní stěna a přetížené vzpřimovače trupu, a na to se vrstvicí další dysbalance, studie nerozebírají.

Shrier (2004) se snažil rozklíčovat příčinu svalové dysbalance u pacientů s osteoartrózou kyčelního kloubu, kde se rozhodoval mezi tím, zda je způsobena primárně

přetížením kloubních struktur (degenerací chrupavky) nebo svalovou dysfunkcí. Na základě svého pozorování u sportovců se přiklání k teorii svalové dysfunkce. V absorpci zátěže kloubů jsou totiž, dle jeho názoru, důležitým článkem okolní svalové skupiny. Díky své dysfunkci nejsou svaly schopny klouby dostatečně chránit a může dojít k jejich postupnému opotřebení. V kontextu sportovní zátěže autor mluví především o tom, jak sportovec přistupuje k léčbě zranění, ať už malého či velkého. Konstatuje, že pokud je i malé zranění přehlíženo a sportovec pokračuje ve sportovní zátěži, svaly nemohou na 100 % plnit svou ochrannou funkci. To je přímo úměrné vzniku OA zraněného kloubu.

Loureiro, Mills a Barrett (2013) spojují tuto svalovou dysfunkci, která může vznikat i jako reakce na bolest, navíc se snižováním kostní denzity. Ta může limitovat nejenom operační přístup, ale i dlouhodobý efekt TEP kyčle. Autoři proto doporučují například u pokročilého stádia OA kyčelního kloubu i v rámci předoperační přípravy kyčel nezatěžovat, ideálně tedy odlehčit kompenzačními pomůckami. Naopak ale také říkají, že odlehčování dolní končetiny má vliv na svalovou atrofii, tedy i celkovou svalovou funkci. OA kyčle pak nazývají jako generalizovanou svalovou slabost, která je multifaktoriální.

Další studie sledovaly konkrétní svalové skupiny. Studie Loureiro et al. (2018) je zajímavá tím, že autoři sledovali pacienty již s mírnou OA (častěji jsou sledováni pacienti se středním postižením). Kromě svalové síly sledovali i svalový objem pomocí MRI. Kromě adduktorů kyčle byl nalezen rozdíl ve svalové síle u všech sledovaných svalových skupin během chůze (flexe/extenze kolene, flexe/extenze kyčle, abdukce kyčle) v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců. Objem svalů byl nalezen nižší u flexorů (hamstringy) i extenzorů kolene (m. quadriceps femoris), extenzorů kyčle (m. gluteus maximus), adduktorů kyčle a u m. gluteus minimus. Zajímavé je, že m. gluteus medius nebo m. tensor fasciae latae byl bez morfologické změny v porovnání s kontrolní skupinou.

Studie Zacharias et al. (2018) sledovala svalový timing abduktorů kyčelního kloubu během chůze. Byly sledovány tři segmenty m. gluteus medius a dva segmenty m. gluteus minimus, a to během stejné fáze chůze. Během počátečního stoje byla u pacientů s OA vyšší aktivita m. gluteus minimus, a to jeho zadní části (ta je zodpovědná za extenzi a zevní rotaci kyčelního kloubu). Výraznější aktivita přední části m. gluteus minimus (zodpovědná za flexi a vnitřní rotaci kyčelního kloubu) pak byla

nalezena u pacientů s vyšším stupněm OA. Zajímavostí opět je, že mezi skupinou OA a zdravými jedinci nebyl nalezen rozdíl mezi aktivitou m. gluteus medius.

### 2.2.3 Postura pacientů s koxartrózou

Postura pacientů s koxartrózou a vůbec i celková soběstačnost pacienta závisí na:

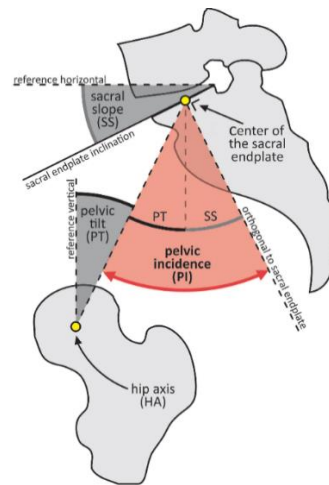
- stupni artrózy spojeném s mírou defigurace kloubu,
- subjektivním vnímáním bolesti (vizuální analogová škála bolesti),
- příčině artrózy (primární/sekundární),
- míře kloubní ztuhlosti, svalovém hypertonu v okolí kloubu (celkové svalové dysbalanci) a kloubní nestabilitě.

Převážná většina studií se zabývá spíše předoperační (před TEP kyčle) posturou pacientů než pooperační, kde bývá předmětem zájmu především vztah mezi pánví a páteří (často se objevuje pojem „spinopelvic“; Morton, Eftekhary, Schwarzkopf, & Vigdorhik, 2018; Ochi et al., 2016; Stephens, Munir, Shah, & Walter, 2015). Pohyblivost kyčlí v kontextu pánve a páteře sledovalo méně studií (Stephens et al., 2015), avšak všechny mají téměř totožné závěry. Podnět ke sledování těchto proměnných bývá především z důvodu snížení rizika dislokace operovaného kloubu z jamky, tedy rozklíčování vzájemné pohyblivosti sousedních segmentů kyčel – pánev – páteř u pacientů s vyšším stupněm koxartrózy. Studie používaly analýzu rentgenového snímkování pánve a páteře (ve stoji a vsedě) a pomocí výpočtu sledovaných úhlů (sacral slope, pelvic tilt, pelvic incidence – Obrázek 2) byly zjištěny změny v pohyblivosti jednotlivých segmentů vůči sobě.

Závěrem těchto studií jsou zjištěny, že sklon pánve jednoznačně souvisí s mobilitou bederní páteře, a to jak „sacral slope“, tak „pelvic tilt“. S rostoucím „sacral slope“ se zvětšuje lordóza bederní páteře. Stěžejní prvek je dle Morton et al. (2018) při sedu zadní náklon pánve (posterior tilt) a tomu odpovídající pokles úhlu „sacral slope“. Pokud tento mechanismus funguje, riziko dislokace je dle jejich názoru pooperačně malé. Je zajímavé, že nebyl nalezen vliv pohyblivosti hrudní páteře na naklápění pánve (Ochi et al., 2016). Může to být i proto, že v hrudní páteři nejsou tak výrazné pohybové změny jako v oblasti pánve a bederní páteře. To ale nemusí být nutně ukazatelem toho, že pohyblivost hrudní páteře nesouvisí s pohyblivostí páteře bederní.

Stephens et al. (2015) dále poukazují na to, že orientace pánve je výrazně ovlivněna tuhostí/pohyblivostí kyčlí, což má dopad na náklon acetabula. Rigidní kyčelní klouby dle

jejich názoru zvyšují kompenzační flexi pánve a flexi bederní lordózy, tedy opět dochází ke klopení pánve nazad (posterior tilt) se současným vyhlazením bederní lordózy. Důležité je poznamenat, že tento jev sledovali při dosednutí pacientů do sedu.



Obrázek 2. Sledované parametry kyčle, pánve a páteře (převzato z: Vrtovec, Janssen, Pernus, Castelein, & Viergever, 2012)

Sklon pánve ze stoje do sedu tedy výrazně souvisí s mobilitou bederní páteře u pacientů s nemocí kyčelního kloubu. Dobrý pohyb kyčelního kloubu vyžaduje během sedu patřičnou koordinaci bederní páteře, ale ne hrudní páteře. Stephens et al. (2015) tedy ozřejmili, že pozice jamky („acetabular cup“) je klíčovým faktorem v problematice dislokace operovaného kyčelního kloubu a poukazují na fakt přítomnosti vyššího procenta dislokace TEP u pacientů, kteří mají například ankylozující spondylitidu, což zdůrazňují i Morton et al. (2018). U patologických páteří (fúze, sagitálně svalově nevyvážená páteř apod.) chybí právě kompenzační zadní klopení pánve/retroverze pánve (posterior tilt). Tito pacienti mají zvýšenou flexi v kyčli, čímž si mohou vytvářet impingement kyčle a v konečném důsledku opět i jeho dislokaci. Proto autoři apelují na chirurgy, aby zvážili klinický stav páteře (tedy vztah páteře a pánve) u pacientů před operací a označují tento vztah za jeden z rizikových faktorů selhání či nestability TEP.

### 2.3 Totální náhrada kyčelního kloubu

V léčbě osteoartrózy se nejprve využívají postupy konzervativní, kdy jde nejčastěji o aplikaci chondroprotektiv, která mají efekt pouze u kloubů, které ještě neztratily zcela svou chrupavku. Nedílnou součástí konzervativní léčby tvoří také cílená kinezioterapie, která je důležitá během všech stádií OA. Operativní řešení osteoartrózy pacient podstupuje nejčastěji u osteoartrózy stupně III a IV (Kellgren & Lawrence, 1957), kdy

dochází k výměně kyčelního kloubu totální náhradou/endoprotézou. Dungal et al. (2014) označují výměnu kyčelního kloubu jako „dobrodiní moderní ortopedie“.

### 2.3.1 Indikace TEP kyčelního kloubu

Nejčastější indikace k TEP je dle Löfvendahl et al. (2009) vážná osteoartróza (klinicky i rentgenově prokazatelná), nebezpečí rychlé progresse onemocnění a bez operativy zhoršení běžných denních aktivit (ADL). Podle Pavelky (2012) nejsou rozhodující pro indikaci k TEP patrné známky OA na rentgenovém snímku, ale především: „... *klinická závažnost symptomu pacienta*“ (p. 151).

Shrnutí konkrétních indikací k TEP kyčelního kloubu vyplývá již z výše zmíněné etiologie OA (kapitola 2.2.1 Etiologie koxartrózy):

- primární koxartróza,
- sekundární koxartróza,
- stavy po rekonstrukčních a paliativních operacích v oblasti kyčelního kloubu,
- artrodézy a ankylózy kyčelního kloubu,
- kostní nádory (UNIFY ČR, 2015).

Mezi speciální indikace patří dle Dungal et al. (2014) revmatoidní artritida, vývojová dysplazie kyčelního kloubu a protruze acetabula.

Mezi kontraindikace TEP kyčelního kloubu patří závažná interní, neurologická a cévní onemocnění, chronická nebo neléčená infekce v organismu, nebo také nezpůsobilost nemocného k aktivní spolupráci při rehabilitaci (UNIFY ČR, 2015).

### 2.3.2 Typy TEP kyčelního kloubu

Od konce 60. let 20. století, kdy byla tato chirurgická léčba zavedena do běžné klinické praxe, prodělala endoprotéza změny, co se týče tvaru, materiálu i způsobu ukotvení do kosti. Co zůstalo po celou dobu stejné, byla potřeba zachování nízkého tření mezi hlavičkou femorální náhrady a jamkou acetabula (Dungal et al., 2014).

TEP kyčelního kloubu rozdělujeme podle způsobu ukotvení do kosti. Cementované endoprotézy využívají termické účinky kostního cementu pro přichycení obou komponent endoprotézy. Femorální dřívky mají oblý tvar, aby nedocházelo k tlakovým trhlinám cementu. Cementovaný dřívík má okamžitou a velmi dobrou primární stabilitu (viz níže). V České republice jsou cementované náhrady nejčastěji používaným typem



náhrad (D. Ditmar, osobní sdělení, 2013) a jsou označovány jako „zlatý standard“ (Dungl et al., 2014).

Historicky mladší jsou necementované endoprotézy. Ty se začaly aplikovat v 80. letech 20. století. Důvodem bylo usnadnění reimplantace bez zbytečných ztrát kosti a špatného odstraňování kostního cementu (Dungl et al., 2014). Během necementované TEP jsou jamka i dřík doklepávány či zašroubovány do kosti, tedy využívá se zde mechanických vlastností třecích materiálů (D. Ditmar, osobní sdělení, 2013). Tyto endoprotézy lze rozdělit dle tvaru femorálního dříku na anatomickou TEP (tvar dříku je co nejvíce podobný tvaru dřevné dutiny proximálního konce femuru) a na TEP s rovným dříkem (čtyřhranný průřez a ukotvení jeho zaklíněním do vnitřní plochy dřevné dutiny). Někdy se používá i kombinace cementované a necementované náhrady (jamka/dřík v různé kombinaci). Tato endoprotéza se nazývá hybridní (Dungl et al., 2014).

Kromě různého typu endoprotéz, které se aplikují, se rozlišuje i způsob chirurgického vstupu ke kyčelnímu kloubu. Jde o masivní zásah do měkkých tkání pacienta, a to vždy na úrovni stabilizátorů kyčelního kloubu (jak vazivových – kloubním hlavice z jamky, tak svalových – odtěním svalových úponů). Tři nejčastěji používané přístupy jsou (Dungl, 2013):

- anterolaterální přístup – odtějí přední porce úponů m. gluteus medius et minimus, protnutí tractus iliotibialis;
- Bauerův přístup – protnutí m. gluteus medius a m. vastus lateralis na hranici jejich přední třetiny a následné uvolnění od velkého trochanteru (často dochází k přerušení inervace m. tensor fasciae latae);
- zadní přístup – m. gluteus maximus je při přístupu ke kloubu stlačen dozadu a m. gluteus minimus dopředu, poté dochází k protnutí zevních rotátorů kyčle v místě jejich úponů.

Po incizi kůže a podkoží je provedeno protěžení fascie a odtějí úponů svalů. Poté následuje excize kloubního pouzdra, řez krčku femuru a odstranění poškozené chrupavky v jamce. Do femuru je vyhlouben kanál pro zavedení dříku a na pánvi je připraveno kostní lůžko, do kterého je upevněna umělá kloubní jamka. Po zavedení dříku do femuru je umělá hlavice do acetabula zaklobena, je sešito kloubní pouzdro i odetnuté svaly a fascie. Nakonec se po zavedení odsavného drenu sešije i kůže a podkoží (Dungl et al., 2014).

### ***Stabilita endoprotézy v kosti***

Stabilita (fixace) endoprotézy v kosti je základem dobrých výsledků v dlouhodobém horizontu. Má tři stádia (Dungl et al., 2014):

- primární stabilita – její proces trvá 3 měsíce a fixuje endoprotézu bezprostředně po operaci; je závislá na správné operační technice; u necementované endoprotézy je právě tato stabilita důvodem odlehčování operované dolní končetiny v délce tři měsíců pro zajištění přechodu do sekundární stability;
- sekundární stabilita – u necementovaného implantátu probíhá vrůstání kostních trámců do povrchové struktury; u cementovaných TEP se jedná o endostální a kortikální remodelaci; probíhá první roky od zákroku;
- terciární stabilita – jde o remodelaci kosti podle zátěže (optimální osteointegrace TEP); trvá 5-10 let od implantace.

### ***Komplikace TEP kyčelního kloubu***

Jako nejčastější komplikaci TEP kyčelního kloubu uvádějí Dungl et al. (2014) bolest, která může být různé etiologie. Další, méně časté komplikace, lze rozdělit na:

- perioperační – cévní komplikace, poranění nervů (EMG diagnostika má význam od 4. pooperačního týdne, ne dříve);
- časný pooperační – tromboembolická nemoc, luxace TEP, infekce, smrt, hluboká žilní trombóza;
- pozdní pooperační – aseptické vyviklání či odloučení protézy (Koudela et al., 2004), otěr vznikající mezi komponentami v zátěži, periprotetické zlomeniny (dlouhá doba setrvání implantátu ve femuru a postupné ubývání kostní hmoty), rozdílná délka dolních končetin (dolní končetina je operací častěji prodloužena; Dungl et al., 2014).

### **2.3.3 Revizní TEP kyčelního kloubu**

TEP kyčelního kloubu, která je používána jako první chirurgické řešení OA, je nazývána jako primoimplantace nebo primární TEP. Její životnost udává Dungl et al. (2014) v průměru 15-20 let. Vzhledem ke snižování věku pacientů podstupujících tento výkon (Anonymous, 2009) a s přihlédnutím ke zvyšování průměrné věkové hranice dožití, vzrůstá potřeba řešit čím dál častěji i reoperace tohoto kloubu. V současnosti se pohybuje počet revizních operací kolem 15-20 % počtu primoimplantací (UNIFY ČR,

2015). Revizní TEP je nejčastěji indikována pro velké bolesti TEP, i když je někdy nutné TEP reoperovat i u pacientů bez bolesti (preventivní reoperace na základě rentgenologického nálezu). Mezi další důvody revizní operace patří také aseptické uvolnění jedné nebo obou komponent TEP, progresivní ztráta kosti, progredující deformace dřívku, zlomeniny dřívku, subluxe či luxace endoprotézy a infikovaná TEP. Dungl et al. (2014) zmiňují, že životnost revizní TEP je výrazně menší a má více komplikací než primární TEP. U revizí acetabula je potřeba získat okamžitou stabilitu implantátu a rekonstrukci defektů kostními štěpy. Převažují zde necementované implantáty, které umožňují vrůstání kosti. Velký důraz se zde klade na správnou polohu jamky, protože u reimplantací je vysoké procento luxací. U revize femorální komponenty je cílem odstranění selhávajícího implantátu, implantace nového dřívku a náhrada kostního defektu. Odstraňování femorální komponenty může být velmi obtížné a je snazší u cementovaných modelů. K extrakci je potřeba použít značné úsilí, což sebou nese riziko fraktury femuru (Dungl et al., 2014).

#### **2.3.4 Faktory ovlivňující rekonvalescenci**

Na celkovou rekonvalescenci pacienta, a tedy i úspěšnost operace, má vliv mnoho faktorů. Pavelka (2012) uvádí například pečlivou předoperační přípravu (včetně rehabilitace a edukace pacienta), operační techniku, výběr vhodného implantátu, dobře načasovanou a kvalitně vedenou pooperační rehabilitaci.

Ve způsobu rekonvalescence pacientů po výměně kyčelního kloubu se názory ve studiích liší. Hofstede et al. (2016) doporučují být efektivní v předoperační léčbě a podle radiologických výsledků operovat kyčelní kloub. Jejich závěrem tak je, že předoperační stav je jednoznačně indikátorem pooperačního hojení. Demierre, Castelao a Piot-Ziegler (2011) zdůrazňují mimo jiné i nezbytnou předoperační psychologickou přípravu. Meester, Wagenmakers a Stevens (2018) se naopak zaměřují na pooperační dobu a poukazují na významnou složku pohybové aktivity v rekonvalescenci.

#### ***Rehabilitace pacientů po TEP kyčelního kloubu***

Stěžejní roli v celkovém zlepšování kondice, rozsahu pohybů, sebeobsluhy pacienta po TEP kyčelního kloubu hraje rehabilitace. Stanovení optimální úrovně kvality fyzioterapie prezentuje Standard fyzioterapie doporučený Uníí pro fyzioterapeuty České republiky (UNIFY ČR, 2015). Součástí rehabilitační péče je i ergoterapie, která pomáhá pacientům po TEP prakticky využívat znovunabytých pohybových funkcí k práci, zábavě

a k sebeobsluze. Péče se dělí na předoperační, akutní péči (lůžkové oddělení nemocnice) a následnou péči (lůžková rehabilitační oddělení, rehabilitační ústavy a centra).

Aby nedošlo k luxaci operovaného kloubu, jsou pro denní stereotypy a celkovou terapii pacienta nařizeny pouze vybrané pohyby, a to flexe kyčelního kloubu do 90°, extenze a abdukce kyčelního kloubu. Kontraindikovány jsou tak flexe nad 90°, addukce, vnitřní a zevní rotace kyčelního kloubu. Nevhodné je také ležet na operovaném boku. Dobrá prognóza TEP kyčelního kloubu závisí na aktivní spolupráci pacienta, především na dodržování režimových opatření a také adekvátní zátěže. Cementovanou TEP může pacient zatěžovat na 100 % prakticky okamžitě, a to od zhojení pooperační rány. Zátěž dolní končetiny s necementovanou TEP (případně s hybridní) je následovná:

- prvních 6 týdnů je doporučeno 100% odlehčení (i to může ortoped určit jinak),
- 6-12 týdnů je zátěž určena ortopedem,
- od 12. týdne je možné 100% zatížení operované dolní končetiny (stále však s vyloučením přetěžujících aktivit),
- od 6. měsíce je pak možné zařadit sportovní aktivity.

Zátěžový režim pro reimplantace je nutné volit až po dohodě s operátorem, jelikož závisí na typu a rozsahu provedeného výkonu (UNIFY ČR, 2015).

Cílem kinezioterapie je zlepšení hybnosti kyčelního kloubu, zlepšení svalové síly operované dolní končetiny, udržení svalové síly neoperované dolní končetiny, reedukace správného chůzového stereotypu, prevence komplikací po TEP kyčelního kloubu, edukace pacienta ohledně péče o jizvu, instruktáž domácí autoterapie. Úkolem ergoterapie je nácvik běžných denních činností, a to personálních (osobní hygiena, koupání, oblékání, přesuny, použití toalety) a instrumentálních (běžný úklid, používání dopravního prostředku). Ergoterapie poskytuje poradenství i v otázkách adaptace a úprav domácího a pracovního prostředí.

Doba hospitalizace bývá 7-14 dní a je velmi individuální. Následná péče je zaměřena především na eliminaci různých pohybových obtíží, které přetrvávají z doby před operací nebo které se zvýraznily po operaci. Jako ukončení procesu péče se považuje zlepšení klinického stavu s neměnným reziduem deficitu, což je velmi individuální doba. Pravidlem bývá po hospitalizaci přesun do rehabilitačního zařízení, kde pacienti mohou být 3-5 týdnů (Kolář et al., 2009; UNIFY ČR, 2015).

## 2.4 Biomechanika chůze

Abychom byli schopni sledovat odchylky patologického chůzového stereotypu u pacientů po TEP kyčelního kloubu, je nutné nejprve porozumět chůzi ve fyziologickém provedení. Je však nezbytné mít na paměti velkou individualitu provedení (Whittle, 1996). Pohybová analýza stavu pacientů po TEP kyčelního kloubu je nezbytná i pro objektivní posouzení efektivity TEP přístupů (Lamontagne et al., 2009; Slaven, 2012).

Chůze probíhá ve zkřížené koordinaci horních i dolních končetin. Úlohou pánve a kyčelních kloubů je zajištění mobility, stability a přenosu sil z dolních končetin na trup a zpět. Dolní končetiny tak ve spolupráci s axiálním systémem generují sílu pro odraz a tlumení „dopadu“ během chůze. Všechny segmenty dolní končetiny, včetně chodidla, výrazně ovlivňují mobilitu kyčelního kloubu, pánve, dolních i horních žeber. Funkce dolní končetiny tak zasahuje přirozeně i do celkové postury (L. Kazmarová, osobní sdělení, 10. května, 2018; Larsen & Miescher, 2018).

Z hlediska srozumitelnější interpretace naměřených dat používáme krokový cyklus (KC), který je definován jako časový interval mezi dvěma postupně se opakujícími sekvencemi chůze. KC obvykle začíná počátečním kontaktem paty jedné dolní končetiny a končí dalším počátečním kontaktem paty stejné dolní končetiny (Whittle, 1996). Perry a Burnfield (2010) však uvádějí, že nelze určit přesný začátek KC díky jeho plynulosti. Vzhledem k tomu, že počáteční kontakt paty s podložkou je však nejlépe definovatelný, byl stanoven začátek krokového cyklu právě tímto způsobem. KC se dělí na stojnou a švihovou fázi chůze.

Stojná fáze chůze, nazývaná též fáze opory, je označení pro dobu, během které je noha v kontaktu s podložkou. Začíná počátečním kontaktem paty a končí „odlepením“ palce od podložky. Stojná fáze chůze trvá 60 % krokového cyklu. Doba opory, stejně jako švihová fáze, je závislá na rychlosti chůze (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996). Tato fáze je rozdělena na:

- počáteční kontakt (initial contact),
- postupné zatěžování (loading response),
- mezistoj (mid-stance),
- konečný stoj (terminal stance),
- předšvih (pre-swing).

Stojnou fázi chůze můžeme rozdělit též na tři části podle kontaktu obou nohou s podložkou a jejich vzájemného vztahu. Stojná fáze chůze tak začíná počáteční fází dvojí opory (10 % krokového cyklu), pokračuje jednooporovou fází (40 % krokového cyklu) a končí konečnou fází dvojí opory (10 % krokového cyklu; Perry & Burnfield, 2010). Rychlejší chůze prodlužuje jednooporovou stojnou fázi chůze a zkracuje fáze dvojí opory. Vymizení fáze dvojí opory nacházíme při přechodu z chůze do běhu (Whittle, 1996).

Švihová fáze chůze probíhá od ukončení kontaktu palce s podložkou po počáteční kontakt téže nohy. Švihová fáze chůze trvá 40 % krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996). Je rozdělena na:

- počáteční švihovou fází (initial swing),
- mezišvih (mid-swing),
- konečný švih (terminal swing; Whittle, 1996).

#### **2.4.1 Pletenec dolní končetiny při chůzi**

Životnost zdravého kloubu (nejenom kyčelního) je zajišťována mechanikou související s přiměřenou zátěží ve správném osovém nastavení a udržováním plného rozsahu pohybu v kloubu (Bartoníček & Heřt, 2004). Pochopení biomechaniky kyčelního kloubu a okolních pohybových segmentů je tak pro celkovou rekonvalescenci pacienta po TEP velmi důležitá. Ovlivňuje totiž celkovou variabilitu chůze.

##### ***Stojná fáze – počáteční kontakt***

Počáteční kontakt dolní končetiny s podložkou je zprostředkován chodidlem a hlezenním kloubem, ve kterém je neutrální pozice díky aktivitě svalů přední strany bérce. Plantární flexe hlezna a everze subtalárního kloubu zpomalují dopad těla. Stehno (femur) je v této fázi v neutrální pozici (v transverzální i frontální rovině) a ve 20° flexi od vertikály. Maximum flexe v kyčelním kloubu během chůze je okolo 30° (40° dle Perry & Burnfield, 2010) a je ho dosaženo ve fázi konečného švihu. Během počátečního kontaktu se začíná aktivovat m. gluteus maximus a společně s hamstringy produkují extenzi v kyčelním kloubu, která probíhá až do konečného stoje (20° extenze) a počátečního kontaktu opačné dolní končetiny. Během celé stojné fáze chůze dochází k addukci femuru, který se vrací do své neutrální pozice (ve frontální rovině) ve střední části předšvihu (56 % KC; Levine, Richards, & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010).

### ***Stojná fáze – postupné zatěžování***

Ve fázi postupného zatěžování se kyčelní kloub postupně extenduje pomocí koncentrické kontrakce extenzorů kyčle. Téměř z plné extenze kolene se koleno flektuje pomocí excentrické kontrakce m. quadriceps femoris, který reguluje velikost flexe. Na konci této fáze chůze probíhá maximum vnitřní rotace stehna. Chodidlo je v kontaktu s terénem pomocí aktivity plantárních flexorů a v subtalárním kloubu pokračuje everze. Pánev na straně stojné dolní končetiny rotuje nazad ke své neutrální pozici (Levine et al., 2012; Perry & Burnfield, 2010).

### ***Stojná fáze – mezistoj***

Ve fázi mezistoje pokračuje pohyb v rámci dolní končetiny dorzální flexí hlezna. Tibie se pohybuje z původních 5° plantární do 5° dorzální flexe. V koleni dochází k prvnímu maximu flexe, během něhož dochází k tlumení nárazů (flexe zkracuje délku dolní končetiny a reguluje tím výšku těžiště). Stehno se nachází v neutrální pozici v sagitální rovině (27 % KC). Během mezistoje a konečného stoje (následující fáze) dochází k významné svalové aktivitě abduktorů kyčle. Jakmile druhostranná končetina opustí zemi, dochází k poklesu pánve na straně švihové dolní končetiny, avšak pozice pánve je zajišťována aktivitou m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. V transverzální rovině se v této fázi pánev dostává do neutrální pozice. Poté následuje její rotace vpřed (Levine et al., 2012).

### ***Stojná fáze – konečný stoj***

V konečném stoji stehno pokračuje do extenze, dokud nedosáhne svého maxima (mezi 10-20°; 50 % KC). To proběhne během počátečního kontaktu opačné dolní končetiny. Úkolem abduktorů kyčle je i zde přetrvávající stabilizace pánve. Tato svalová aktivita se přesouvá s přenosem hmotnosti na opačnou dolní končetinu během kontralaterálního počátečního kontaktu. M. adductor longus zde působí jako primární flexor kyčelního kloubu. Koleno pokračuje v extenzi do svého prvního maxima a připravuje se na přechod do flexe. S konečným stojem je terminologicky spojeno zvednutí paty, kdy v subtalárním kloubu dochází k inverzi. V konečném stoji dále probíhá maximum rotace pánve nazad (5°) a zvyšování antevertze pánve (ze 3° na 7°). Rotace pánve redukuje rozsah flexe a extenze kyčle, a také pohyb těžiště podél vertikální osy. Vertikální exkurzi pohybu těžiště redukuje i náklon pánve (Levine et al., 2012; Perry & Burnfield, 2010).

### ***Stojná fáze – předšvih***

Během předšvihu se kyčel začíná flektovat a extenze se zmenšuje na 10°. V průběhu druhé poloviny předšvihu a v počátečním švihu jde stehno do abdukce, která dosahuje 5°, a to krátce po „odlepení“ palce (65 % KC). Poté během středního a konečného švihu dosahuje stehno neutrální pozice ve frontální rovině. Během větší části stojné fáze dochází k zevní rotaci femuru vůči tibií a vnitřní rotaci femuru vůči pánvi (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková 2003, 2009). V předšvihu nastává pokles pánve asi o 4°. Hlezenní kloub v této fázi zajišťuje posun celé dolní končetiny i těla vpřed, a to pomocí plantární flexe (Perry & Burnfield, 2010).

### ***Švihová fáze – počáteční švih***

Na začátku švihu je v kyčelním kloubu flexe největší. Pohyb je zajišťován napětím ligament kyčelního kloubu a kontrakcí m. rectus femoris a m. adductor longus. Maximum zevní rotace kyčle probíhá na začátku počátečního švihu. V kolenním kloubu během ukončení kontaktu palce s podložkou probíhá flexe kolene, jejíhož maxima (druhé maximum) je dosaženo v následující fázi mezišvihu. Hlavní část flexe v koleni je důsledkem flexe v kyčli. Na počátku švihové fáze m. rectus femoris svou excentrickou kontrakcí zamezuje nadměrné flexi kolene, především při rychlejší provedení chůze. Při ukončení kontaktu chodidla s podložkou je hlezenní kloub v 15° plantární flexi, která se posléze mění ve flexi dorzální (Levine et al., 2012; Perry & Burnfield, 2010).

### ***Švihová fáze – mezišvih***

V hlezenním kloubu pokračuje dorzální flexe a v kyčli probíhá až 20° flexe díky mohutné kontrakci m. iliopsoas. Důsledkem je flexe i v kolenním kloubu, jejíhož druhého maxima (60-70°) je dosaženo na počátku mezišvihu. Velikost flexe závisí také na tom, kdy se koleno začíná extendovat pomocí souběžné kontrakce hamstringů a m. rectus femoris. Pánev v této fázi rotuje dopředu a následuje svým pohybem fázickou dolní končetinu (Levine et al., 2012; Perry & Burnfield, 2010).

### ***Švihová fáze – konečný švih***

Během konečného švihu se stehno dostává opět do pozice 20° flexe v kyčli pro následný počáteční kontakt. Extenze kolenního kloubu (druhé maximum) zde rychle narůstá až do počátečního kontaktu paty s podložkou. Hamstringy svou excentrickou kontrakcí brání hyperextenzi kolene, zatímco v kyčli probíhá flexe. V konečném švihu



a počátečním kontaktu je maximum dopředné rotace pánve, která přispívá k délce kroku. Hlezenní kloub je v neutrální pozici a připravuje se na položení paty na podložku.

## 2.4.2 Analýza chůze

### *Kinematická analýza chůze*

Pro zjištění úhlových i časoprostorových parametrů chůze používáme 3D kinematickou analýzu chůze. Ta se používá především z toho důvodu, že se pohyby v kloubech nedějí pouze v jedné rovině, ale jde o kombinaci pohybů ve všech třech anatomických rovinách. Osa pohybu jednoho kloubu má určitý vztah k osám pohybu sousedních kloubů (Svoboda & Janura, 2010). Úhel mezi dvěma pohybovými segmenty je nazýván úhel v kloubu. Z klinických důvodů je jeho hodnota přizpůsobena pravidlům odpovídajícím základním anatomickém postavení (Janura et al., 2012).

Pro analýzu pohybu se během 3D kinematické analýzy využívají dva souřadné systémy, a to globální (vymezující prostor měření, který se v průběhu měření nemění) a lokální (je definován pomocí reflexních značek, které jsou umístěny na anatomických bodech daného segmentu – v oblasti kostěných prominencí). Pomocí kalibrace snímaného prostoru se potom vytváří vazba mezi lokálním souřadným a globálním souřadným systémem. Kalibrace slouží k určení závislostí mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji (Janura et al., 2012).

Použitím 3D kinematické analýzy můžeme určit kinematické veličiny jako dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), čas a zrychlení (úhlové zrychlení). Sofistikované kinematické systémy umožňují rychlé a přesné zpracování těchto dat.

V této disertační práci byly sledovány úhlové, časoprostorové a kinetické proměnné. Pro vyhodnocení úhlových a časoprostorových parametrů chůze jsou ve většině studií používány optoelektronické systémy. Kamerový systém Vicon, který v laboratoři využíváme i my, používali v problematice osteoartrózy a TEP kyčelního kloubu například Beaulieu et al. (2010), Bennett et al. (2008), Li et al. (2014), O'Connor et al. (2018) nebo Petersen, Søballe, Andersen, Mogensen a Voight (2011). Na podobném principu pracující systém Qualisys byl využíván méně často a to ve studiích Eitzen et al. (2012), Foucher a Freels (2015), Foucher a Wimmer (2012) nebo Longworth, Chlosta a Foucher (2018). Méně často byly pro analýzu pohybu u pacientů s TEP využívány např. systémy ELITE (Ornetti et al., 2011), Falcon (Mont et al., 2007).

### ***Kinetická analýza chůze***

Pro celkovou analýzu chůze je potřeba použít i měření reakčních sil podložky (GRF). Základním přístrojem, který se pro toto měření používá, je silová plošina. Pomocí silové plošiny hodnotíme velikost působící síly ve stejné fázi chůze, tedy získáváme data o jednotlivých složkách reakční síly podložky (vertikální, mediolaterální a antero-posteriorní). Pro určení potřebné závislosti síly na čase se využívají buď tenzometrické nebo piezoelektrické plošiny, které mají 3-4 senzory umístěné v rozích plošiny. Využitím měření reakčních sil v každém senzoru je možné výslednou GRF dopočítat v každém směru (Bizovská, Janura, Míková, & Svoboda, 2017). Plošiny s těmito snímači mohou snímat data s velkou frekvencí. Díky tomu jsme schopni určit dobu zatížení, silový impuls a velikost zatížení operované i neoperované dolní končetiny.

Silová plošina by měla být ideálně zapuštěna v zemi nebo alespoň srovnána (výškově i barevně) v jedné rovině s chodníkem. Pro co nejdůvěhodnější provedení chůze je důležité, aby se pacient po plošině prošel co nejpřirozeněji a nedrobil nebo neprodlužoval krok. Aby byl krok považován za platný, je nutné, aby bylo na plošinu položeno celé chodidlo (Janura et al., 2012; Levine et al., 2012).

V zahraniční literatuře jde o velmi rozšířenou hodnotící metodu pacientů po TEP kyčelního kloubu, která má velký význam pro praxi (Illyés, Bejek, Paróczai, & Kiss, 2006; Kanzaki, Nankaku, Kawanabe, & Nakamura, 2008; Perron et al., 2000; Small et al., 2012). Pro detekci krokového cyklu a pro zjištění kinetických proměnných byly ve studiích nejčastěji použity silové plošiny AMTI (Caplan et al., 2014; Lenaerts, Mulier, Spaepen, Van der perre, & Jonkers, 2009; O'Connor et al., 2018; Queen et al., 2013). Parametry, které byly použity v této práci, jsou popsány v kapitole Metodika.

### ***Analýza symetrie chůze***

Stereotyp chůze je možné hodnotit i z hlediska symetrie mezi končetinami. Posouzení symetrie/asymetrie má význam z hlediska funkce dolních končetin. Během patologické chůze jsou značné rozdíly mezi postiženou a zdravou končetinou, napříč diagnózami (po amputaci dolní končetiny, po rekonstrukci předního zkříženého vazů, po cévní mozkové příhodě). Odborníky toto téma zajímá i z toho důvodu, že napovídá, jak rychlá je u pacienta rekonvalescence (Furlong & Harrison, 2014; Jandová, 2018). Pojem „symetrie chůze“ je možné použít, když se obě končetiny chovají identicky. Symetrie dolních končetin je klinicky spojená s návratem nejenom k běžným denním činnostem,

ale i náročnějším (často sportovním) aktivitám, které zranění či operace přerušily a snižuje riziko opětovného zranění (v případě našich studií jde o snížení rizika komplikací spojených s TEP; Moya-Angeler, Vaquero, & Forriol 2017; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Někteří autoři popisují tzv. funkční asymetrii chůze (sledovanou mezi dolními končetinami), která je v podstatě fyziologická a souvisí s lateralitou či preferencí dolních končetin (Sadeghi et al., 2000). Nedominantní dolní končetina je většinou považována za posturálně zdatnější (posturální), zodpovědná za podporu a přenos hmotnosti a dominantní dolní končetina provádí švih (fázická). I když se během chůze tyto role mezi končetinami pravidelně střídají, je zde patrná jakási fyziologická asymetrie. V literatuře jsou tak běžně popisovány tyto nuance jako „přirozené funkční rozdíly mezi dolními končetinami“ (Jandová, 2018; Sadeghi et al., 2000).

Nejčastěji se v analýze symetrie chůze porovnávají rozdíly časoprostorových parametrů nebo parametrů pro zatížení dolních končetin (mezi končetinami). Pro hodnocení symetrie dolních končetin při chůzi se používá buď tzv. poměrový index (symmetry ratio), který dává do poměru hodnoty pravé a levé dolní končetiny (Jandová, 2018) nebo absolutní index symetrie pro dolní končetinu (lower limb symmetry index – LSI; Furlong & Harrison, 2014; Sadeghi et al., 2000). Jeho hodnoty určují, zda je stranový rozdíl klasifikován jako normální (LSI > 90 %) nebo pod normou (LSI < 90 %; Moya-Angeler et al., 2017). Sadeghi et al. (2000) udává, že chůzi lze považovat za symetrickou, když je LSI = 0.

Index symetrie pro porovnání symetrie zatížení dolních končetin (pomocí vertikální složky reakční síly podložky) u pacientů po TEP kyčelního kloubu použili například Lugade, Wu, Jewett, Collis a Chou (2010), Madsen et al. (2004) nebo Martínez-Ramírez et al. (2013).

### ***Další používané metody u pacientů po TEP***

Další metody, které se využívají k analýze pohybu pacientů s osteoartrózou nebo po TEP kyčelního kloubu, jsou nejčastěji Timed Up and Go test (Kamimura et al, 2013; Queen et al., 2013; Segal et al., 2013), Sit to stand task (Caplan et al., 2014) nebo hodnocení svalové síly především abduktorů kyčelního kloubu (Loureiro et al., 2013; Nantel et al., 2009; Rasch et al., 2010).

## 2.5 Hodnocení běžných denních činností

Z dotazníkového šetření byl nejčastěji ve studiích jako doplněk výše zmíněných biomechanických metod používán dotazník Harris hip score (HHS; Eitzen et al., 2012; Foucher & Freels, 2015; Illyés et al., 2006; Longworth et al., 2018; Mont et al., 2007; Queen et al., 2013; Segal et al., 2013), méně často potom dotazník The Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC; Eitzen et al., 2012; Illyés et al., 2006; Ornetti et al., 2011; Petersen et al., 2011; Segal et al., 2013; Vogt, Brettmann, Pfeifer, & Banzer, 2002;) a Vizuální analogová škála bolesti (VAS; Kamimura et al., 2013; Ornetti et al., 2011; Segal et al., 2013).

### 2.5.1 Harrisova škála

Hodnotící škála Williama H. Harrise (americký ortoped), je zřejmě nejpoužívanější škálou hodnotící výsledky totální náhrady kyčelního kloubu. Původní verze vznikla v roce 1969. Harrisova škála se snaží propojit funkci kyčelního kloubu s rozsahem pohybu. V celkovém skóre této škály má větší váhu, spíše než objektivní parametry (rentgenový nález, naměřená hybnost kloubu či zjištěná deformita), subjektivní hodnocení pacienta co se týče bolesti, kulhání, používání kompenzačních pomůcek a výdrže během chůze. Zhodnocení stavu pacienta je rozděleno do jednotlivých kategorií: bolest (maximum je 44 bodů), funkce (chůze – kulhání, typ kompenzační pomůcky, denní aktivity – zvládání schodů, nazouvání obuvi a ponožek, sezení; maximum je 47 bodů), rozsah pohybu (maximum je 4 body) a absence kontraktury (maximum je 5 bodů). Celkové maximum je potom 100 bodů, přičemž:

- 90-100 bodů = výborný výsledek,
- 80-90 bodů = dobrý výsledek,
- 70-80 bodů = uspokojivý výsledek,
- <70 bodů = špatný výsledek (Dungl et al., 2005; Söderman & Malchau, 2001).

Harrisovu škálu vyplňuje proškolený zdravotnický personál s pacientem a doporučuje ji zařadit do vyšetření pacientů po TEP kyčelního kloubu i UNIFY ČR (UNIFY ČR, 2015).

### 2.5.2 WOMAC dotazník

WOMAC je velmi rozšířené hodnocení OA kyčelního a kolenního kloubu. Používá se od roku 1982 a validita české verze byla testována u pacientů s gonartrózou

(Olejárová, Šléglová, Dušek, Vencovský, & Pavelka, 2005). WOMAC dotazník má tři kategorie – bolest (při chůzi po rovině, po schodech nahoru nebo dolů, v noci na lůžku, při sezení vleže, při stoji; 0-20 bodů), ztuhlost (po ranním probuzení, po sezení či ležení; 0-8 bodů) a běžní denní aktivity (17 položek týkající se soběstačnosti, sebeobsluhy i chůze; 0-68 bodů). Tento dotazník vyplňují pacienti sami a konečný součet dává konečné WOMAC skóre. Vyšší skóre znamená horší klinický stav pacienta (Anonymous, 2020; Olejárová et al., 2005).

### **2.5.3 Vizuální analogová škála bolesti**

Vizuální analogová škála bolesti je velmi jednoduchým zhodnocením subjektivního stavu pacienta, tedy je zřejmě i nejpoužívanější metodou měření bolesti. Jde o úsečku dlouhou 100 mm, kdy jeden pól značí nepřítomnost bolesti, druhý pól nejhorší možnou bolest. Pomocí této škály měříme senzoricou složku bolesti pacienta, kdy pacient zaškrtně, kde se „nachází“ jeho vnímání bolesti a my tuto vzdálenost změříme (Kolář et al., 2009).

#### ***Reliabilita dotazníků ADL a bolesti***

Söderman a Malchau (2001) sledovali reliabilitu dotazníků WOMAC i HHS u pacientů 2-10 let po TEP kyčelního kloubu. Data byla získávána po 4 týdnech od prvního vyplnění. Reliabilitu sledovali pomocí Spearmanova korelačního koeficientu, a to jak v celkovém skóre dotazníku, tak i v jeho jednotlivých kategoriích (bolest, ztuhlost, funkce). U obou dotazníků zjistili vysokou reliabilitu v celkovém skóre. Pro dotazník WOMAC, který vyplňují pacienti sami, bylo  $r = 0,90$ . k vyplnění dotazníku HHS je potřeba odborníka, autoři zde provedli i porovnání reliability mezi vyšetřujícím lékařem ( $r = 0,94$ ) a fyzioterapeutem ( $r = 0,95$ ). V porovnání dotazníků měl vyšší skóre reliability dotazník WOMAC. Alghadir, Anwer, Iqbal a Iqbal (2018) hodnotili reliabilitu škály bolesti VAS použitím koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC = 0,97). Šlo o jednu z mála studií, která sledovala reliabilitu škál bolestí u osteoartrózy, avšak kolenního kloubu.

## 3 Cíle, hypotézy a výzkumné otázky

### 3.1 Hlavní cíl práce

Hlavním cílem práce je určit vliv totální náhrady kyčelního kloubu na biomechaniku dolních končetin při chůzi.

### 3.2 Dílčí cíle práce

- určit vliv jednostranné primární náhrady kyčelního kloubu na úhlové a časoprostorové parametry chůze,
- analyzovat rozdíly v úhlových parametrech chůze u pacientů po jednostranné primární a revizní náhradě kyčelního kloubu v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců,
- určit vliv doby, která uplyne od jednostranné revizní náhrady kyčelního kloubu na zatížení dolních končetin při chůzi.

### 3.3 Hypotézy k dílčím studiím

**H<sub>01</sub>:** Úhlové a časoprostorové parametry chůze se u pacientů před jednostrannou primární náhradou kyčelního kloubu neliší v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců:

- a) na neoperované dolní končetině,
- b) na operované dolní končetině.

**H<sub>02</sub>:** Úhlové a časoprostorové parametry chůze se u pacientů po jednostranné primární náhradě kyčelního kloubu neliší před a po operaci:

- a) na neoperované dolní končetině,
- b) na operované dolní končetině.

**H<sub>03</sub>:** Úhlové a časoprostorové parametry chůze se u pacientů po jednostranné primární náhradě kyčelního kloubu neliší v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců:

- a) na neoperované dolní končetině,
- b) na operované dolní končetině.

### **3.4 Výzkumné otázky k dílčím studiím**

#### **3.4.1 Výzkumná otázka 1 (k dílčí studii 1)**

Existuje rozdíl ve funkčním hodnocení schopností pacienta po jednostranné primární náhradě kyčelního kloubu?

#### **3.4.2 Výzkumná otázka 2 (k dílčí studii 2)**

Existuje rozdíl v úhlových parametrech dolních končetin a pánve při chůzi pacientů po jednostranné primární náhradě kyčelního kloubu, po jednostranné revizní náhradě kyčelního kloubu v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců?

#### **3.4.3 Výzkumná otázka 3 (k dílčí studii 3)**

Má doba, která uplyne od revizní náhrady kyčelního kloubu, vliv na symetrii zatížení dolních končetin při chůzi?

*Poznámka:* Kinematické parametry chůze zahrnují úhlové a časoprostorové parametry v kloubech dolních končetin (kolenní a kyčelní kloub) a pánve.

## 4 Metodika

### 4.1 Charakteristika souboru

Pacienti, kteří byli zahrnuti do naší studie, byli pacienti Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci. Za pomoci lékařů z tohoto oddělení jsme vybrali vhodné pacienty pro dílčí studie této disertační práce. Data byla měřena mezi lety 2014-2017. Všichni pacienti podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie. Studie probíhala se souhlasem etické komise FTK UP (viz příloha 1) v rámci realizace projektů „Hodnocení posturální stability jako základního faktoru pro prevenci pádů“, „Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz“ a „Biomechanická analýza chůze u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu“.

#### 4.1.1 Soubor pacientů zařazených do první studie

Do první studie bylo zařazeno 19 pacientů (11 žen a 8 mužů: průměrný věk  $62,0 \pm 14,0$  let, průměrná výška  $167,7 \pm 8,4$  cm, průměrná hmotnost  $77,6 \pm 10,2$  kg), kteří byli indikováni k primární totální náhradě kyčelního kloubu. Kritéria pro zahrnutí do studie byla:

- schopnost chůze bez kompenzační pomůcky,
- absence totální náhrady na homolaterální či kontralaterální dolní končetině,
- absence operace páteře nebo dalších vážných strukturálních obtíží pohybového aparátu.

Tito pacienti byli měřeni jeden den před operací a 1 rok po operaci ( $12,8 \pm 1,2$  měsíce). Absolvovali standardní rehabilitační postup, kdy rehabilitace začala již první pooperační den a pokračovala po dobu 4-8 týdnů, s přihlédnutím k individuálnímu zlepšování se pacienta. Po dobu 6-8 týdnů používali pacienti pro chůzi a odlehčení operovaného kloubu francouzské hole, a to až do doby 12 týdnů po operaci. Poté postupně zatěžovali operovanou dolní končetinu do plné zátěže (Gallo, Lostak, & Langova, 2013).

Kontrolní skupinu této studie tvořilo 19 probandů (11 žen a 8 mužů: průměrný věk  $59,3 \pm 7,5$  let, průměrná výška  $170,0 \pm 8,3$  cm, průměrná hmotnost  $82,7 \pm 19$  kg), kteří neprodělali žádnou operaci pohybového aparátu včetně náhrady nosných kloubů a operace páteře, byli také bez vážných úrazů a bolesti.



#### **4.1.2 Soubor pacientů zařazených do druhé studie**

Do druhé studie bylo zahrnuto 19 pacientů (11 žen, 8 mužů: průměrný věk  $61,9 \pm 13,9$  let, průměrná výška  $168,2 \pm 8,0$  cm, průměrná hmotnost  $77,4 \pm 10,6$  kg), kteří měli jeden rok po primární TEP kyčelního kloubu ( $12,8 \pm 1,2$  měsíce) a 18 pacientů (9 žen, 9 mužů: průměrný věk  $59,5 \pm 8,0$  let, průměrná výška  $167,4 \pm 8,9$  cm, průměrná hmotnost  $77,2 \pm 18,1$  kg), kteří měli za sebou již revizní TEP kyčelního kloubu v průměru  $7,4 \pm 4,4$  let. Kontrolní skupinu této studie tvořilo 19 probandů. Jejich údaje, stejně jako specifika primárně operovaných jsou uvedeny v první studii (kapitola 4.1.1).

Kritéria, která splňovali pacienti indikovaní k revizi pro zařazení do výzkumu:

- podstoupili náhradu kyčelního kloubu Bauerovým transgluteálním přístupem,
- byli schopni chodit bez kompenzační pomůcky,
- přítomnost pouze jedné primární totální náhrady kyčelního kloubu, která byla aktuálně indikovaná k revizi,
- absence operace páteře nebo dalších vážných strukturálních obtíží pohybového aparátu.

#### **4.1.3 Soubor pacientů zařazených do třetí studie**

Do třetí studie bylo zařazeno 23 pacientů (12 mužů, 11 žen: průměrný věk  $59,5 \pm 7,5$  let, průměrná výška  $168,2 \pm 9,5$  cm, průměrná hmotnost  $79,2 \pm 16,9$  kg), kteří podstoupili jednostrannou revizní totální náhradu kyčelního kloubu (průměrná pooperační doba byla  $7,5 \pm 4,4$  let; rozpětí pooperační doby bylo 1-16 let). Skupina revizně operovaných pacientů je specifikována již v kapitole 4.1.2.

## **4.2 Použité metody a přístrojové vybavení**

Pro získání základních kinematických a časoprostorových parametrů chůze byl použit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, Londýn, Velká Británie). Záznam pohybu byl proveden pomocí sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz při plném rozlišení  $1000 \times 1000$  pixelů), které v prostoru snímaly reflexní značky umístěné na kostěných prominencích umístěných na tělo měřené osoby podle modelu PlugInGait.

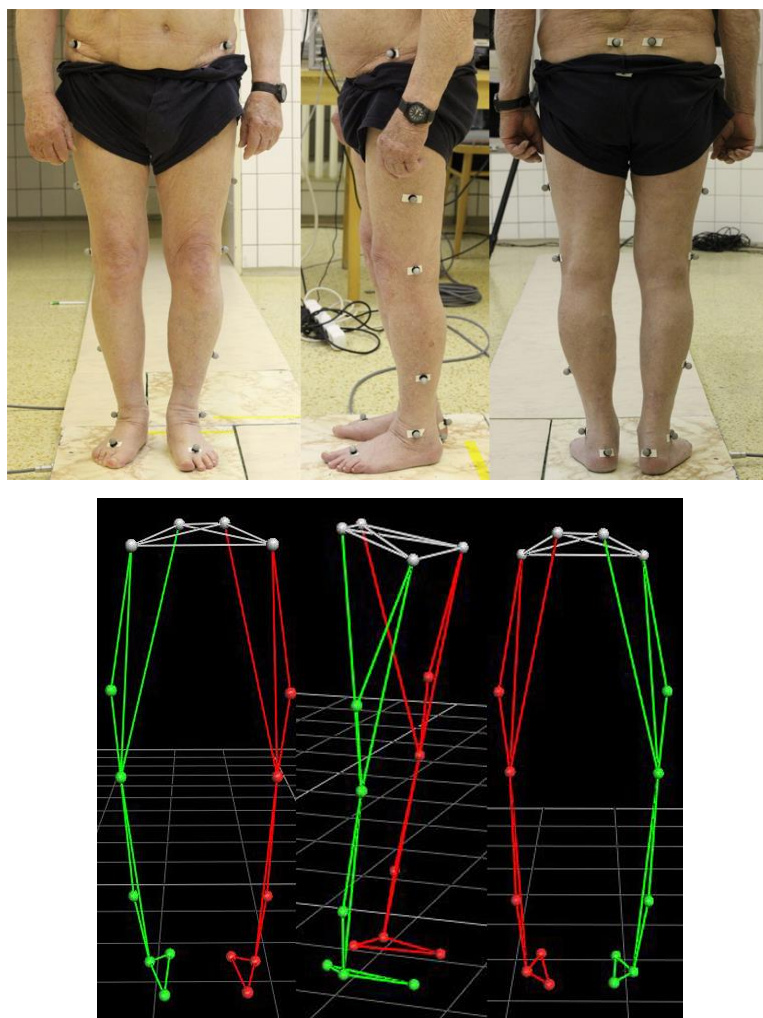
Pro detekci krokového cyklu a určení reakční síly podložky byly použity dvě silové plošiny Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) zabudované v prostoru snímaném kamerami Vicon MX při záznamu chůze.

### 4.3 Průběh měření

Měření jedinci prošli ve všech třech studiích stejným protokolem měření. Po seznámení probanda s průběhem výzkumu a po vyplnění informovaného souhlasu byly zaznamenány jeho základní anamnestické a antropometrické údaje (výška, hmotnost, šířka kotníku, kolene a délka dolních končetin). Pacienti Ortopedické kliniky poté vyplnili dotazníky WOMAC, HHS a škálu VAS. Jejich výsledky jsme použili pouze u první studie, kde bylo možné porovnat výchozí i konečné hodnoty pro porovnání efektu operace.

Všichni účastníci experimentální i kontrolní skupiny poté byli označeni reflexními značkami na kostěných prominencích dolních končetin (tuber calcanei, malleolus lateralis, hlavička II. metatarzu, dolní třetina bérce, laterální epikondyl femuru, dolní třetina stehna) a pánve (spina iliaca anterior superior, spina iliaca posterior superior oboustranně; dle modelu PlugInGait viz Obrázek 3).

Všichni měření jedinci byli ve spodním prádle a naboso. Poté byla provedena kalibrace měřeného prostoru, následovaly dva pokusy klidového stoje, pomocí něhož byl vytvořen model každého pacienta. K tomuto modelu byly posléze vztaženy naměřené hodnoty pokusů dané osoby. Následovalo několik cvičných pokusů chůze, kdy bylo vyznačeno místo začátku chůze dle délky kroku probanda tak, aby v každém jeho dalším pokusu došlo ke kontaktu nohou zvlášť na levou a pravou silovou plošinu. Toto vše s přihlédnutím k tomu, aby pacient nezkracoval či neprodlužoval krok. Pacienti byli vyzváni k chůzi svou přirozenou rychlostí. Počet platných pokusů chůze, které byly naměřeny u každého jedince, se pohyboval mezi 8 až 10. V případě únavy měli pacienti dostatek času na odpočinek mezi jednotlivými pokusy.



Obrázek 3. PlugInGait model v softwaru Vicon Nexus (vlastní zdroj).

## 4.4 Sledované parametry

### 4.4.1 Úhlové proměnné

Kinematická data byla filtrována pomocí Butterworth filtru čtvrtého řádu s frekvencí 6 Hz. Časoprostorové parametry byly vypočítány z pozice chodidla při kontaktu s podložkou, tedy doteku paty (heel strike) a ukončení kontaktu palcem (toe off).

Data pro první a druhou studii byla zpracována v programu Vicon Nexus (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, Londýn, Velká Británie), exportována do programu Vicon Polygon, a z něj poté exportována jako soubory .txt. V programu Microsoft Office Excel 2016 (Microsoft, Redmond, WA, USA) byly jednotlivé pokusy seřazeny, bylo vypočítáno maximum, minimum a průměrné hodnoty z vyhodnocovaných pokusů pro pohyby v daných kloubech.

Byly sledovány vždy celkové rozsahy pohybů v daném kloubu pletence dolní končetiny a anatomické rovině, s výjimkou hlezenního kloubu. V sagitální rovině byly určeny hodnoty maximálního rozsahu pohybu u flexe a extenze kolenního kloubu ve stojné i švihové fázi (2 maxima flexe, 2 maxima extenze), u flexe a extenze kyčelního kloubu, u antevertze a retrovertze pánve; ve frontální rovině byly sledovány hodnoty maximálního rozsahu pohybu varozity a valgozity kolene, addukce a abdukce kyčelního kloubu, elevace a deprese pánve; v transverzální rovině byly určeny hodnoty maximálního rozsahu pohybu u vnitřní a zevní rotace kolene, kyčle a pánve<sup>1</sup>. Protože PlugInGait model není pro výpočet pohybu v kotníku dostatečně reliabilní, nejsou hodnoty pro tento kloub ve studii uvedeny.

Data byla zpracována zvlášť pro operovanou a neoperovanou dolní končetinu. Hodnoty u kontrolní skupiny byly vždy vypočítány jako průměrná hodnota obou dolních končetin.

#### **4.4.2 Časoprostorové proměnné**

V první studii byly hodnoceny také časoprostorové parametry chůze, které byly vypočítány z pozice chodidla na silové plošině během krokového cyklu:

- kadence,
- doba dvojí opory,
- délka kroku,
- doba trvání kroku,
- rychlost chůze.

#### ***Reliabilita úhlových a časoprostorových proměnných***

Laroche et al. (2011) vyšetřovali reliabilitu 3D analýzy chůze (pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace – ICC) u pacientů s osteoartrózou kyčle a hledali také minimum počtu pokusů chůze, které je nutné k určení a následnému odstranění vnitřní variability (pomocí Blandova a Altmanova koeficientu opakovatelnosti – CoR). Dále sledovali i přesnost úhlů měřených 3D systémem. Časoprostorové a většina úhlových parametrů vykazovala dobrou až excelentní reliabilitu (ICC = 0,77-0,97). Naměřené úhly v oblasti pánve však měly reliabilitu nižší. Důvodem byla, dle jejich názoru, horší topografická

---

<sup>1</sup>Valgozita kolene – pohyb femuru vůči tibii do addukce; varozita kolene – pohyb femuru vůči tibii do abdukce; zevní rotace pánve – rotační pohyb pánve vzad (okolo svislé osy); vnitřní rotace pánve – rotační pohyb pánve vpřed (okolo svislé osy);

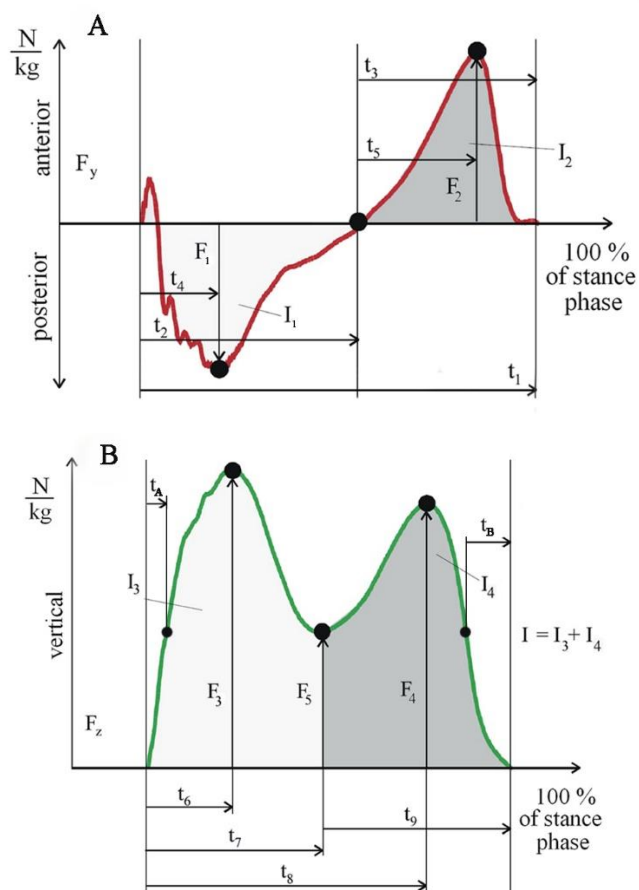
orientace v oblasti pánve, ale i kyčle. Reflexní značky tak nemusely být uloženy správně a následný výpočet pohybu pánve tím mohl být horší (ICC < 0,7; pro předozadní náklon pánve a rotace ICC < 0,62). Z použití CoR vyplynulo, že 5-10 pokusů chůze je dostatečně velké množství pro dobrou reliabilitu. Jiné studie se hodnocením reliability měření kinematických parametrů u pacientů s OA kyčle nebo po TEP kyčle nezabývaly. Studie Pacifico et al. (2020) sice sledovala reliabilitu časoprostorových parametrů chůze, podobně jako studie Pinto et al. (2020) reliabilitu úhlových parametrů kolenního kloubu, avšak obě studie „pouze“ u pacientů s osteoartrózou kolene a na chodítku. Ve studii Bravi et al. (2020) byly obě skupiny pacientů (pacienti po TEP kolene i po TEP kyčle) zařazeny do jednoho výzkumného souboru, pacienti byli méně než 22 dní po operaci a chůze byla prováděna s berlemi.

#### 4.4.3 Kinetické proměnné

U třetí studie byla sledována kinetická data ze silových plošin, a to antero-posteriorní a vertikální složka reakční síly podložky (viz Obrázek 4). Z naměřených dat bylo vybráno 5 nejlepších pokusů. Po exportu dat z programu Vicon Nexus proběhla analýza vertikální a antero-posteriorní složky reakční síly podložky v programu Microsoft Office Excel 2016.

*Časové proměnné* byly vyjádřeny v procentech stejné fáze krokového cyklu: celkový čas trvání stejné fáze chůze ( $t_1$ ); trvání decelerační fáze ( $t_2$ ); trvání akcelerační fáze ( $t_3$ ); čas, kdy nastává minimum síly v decelerační fázi ( $t_4$ ); čas kdy nastává maximum síly v akcelerační fázi ( $t_5$ ); doba, kdy nastává maximum síly ve fázi postupného zatěžování ( $t_6$ ); doba, kdy nastává minimum síly ve fázi středního stoje ( $t_7$ ); doba, kdy nastává maximum síly ve fázi konečného stoje ( $t_8$ ). Dalšími proměnnými, které jsme hodnotili, byly: doba od počátečního kontaktu chodidla (heel strike) po 75 % lokálního maxima síly ve fázi postupného zatížení ( $t_A$ ); doba od 75 % lokálního maxima síly ve fázi konečného stoje po fázi předšvihů (toe off;  $t_B$ ).

*Složky reakční síly podložky* byly normalizovány vzhledem k velikosti tíhové síly daného jedince: maximum síly v decelerační fázi ( $F_1$ ), maximum síly v akcelerační fázi ( $F_2$ ), maximum vertikální síly ve fázi postupného zatěžování ( $F_3$ ), maximum vertikální síly ve fázi konečného stoje ( $F_4$ ), minimum vertikální síly ve fázi středního stoje ( $F_5$ ).



Obrázek 4. Parametry získané na základě měření reakční síly podložky (A – antero-posteriorní složka reakční síly podložky, B – vertikální složka reakční síly podložky; Kubonova, Svoboda, Janura, Gallo, & Duskova, 2016).

*Silové impulzy* byly normalizovány vzhledem k velikosti tíhové síly daného jedince: impulz síly decelerační fáze ( $I_1$ ), impulz síly akcelerační fáze ( $I_2$ ), impulz síly fáze postupného zatěžování a středního stoje ( $I_3$ ), impulz síly konečného stoje a předšvihů ( $I_4$ ; Bizovská et al., 2017; Kubonova et al., 2016; Svoboda, Janura, Cabell, & Elfmark, 2012).

Index symetrie zatížení neoperované a reoperované dolní končetiny byl vypočítán tak, že rozdíl mezi končetinami byl vydělen průměrnou hodnotou z obou končetin a vynásoben 100 %. Výsledná kladná hodnota poté znamená větší hodnotu na neoperované končetině, záporná větší hodnotu na reoperované končetině. Indexy symetrie byly počítány z jednotlivých pokusů chůze, poté byly zprůměrovány.

### ***Reliabilita reakční síly podložky***

Reliabilitu vertikální složky GRF ověřovali v roce 1990 Hamill a McNiven. Jejich doporučení bylo absolvovat měření ve více dnech než pouze v jednom dni a pro stabilitu

dat naměřit nejméně 10 pokusů chůze. Tím je dle jejich názoru zvyšována přesnost měření. Data zde byla měřena 3 dny za sebou, přičemž 2. a 3. den byl korelační koeficient vyšší ( $r > 0,82$ ) než během měření v prvním dnu ( $r > 0,71$ ). Asay, Boyer a Andriachi (2012) sledovali opakovatelnost měření u pacientů s lehkou až střední OA kolene 3 krát, vždy po 4 týdnech. Zjistili, že addukční moment kolene byl velmi dobře opakovatelný pro všechna čtyři testování ( $ICC = 0,96$ ). Maximum GRF a flekční moment kolene vykazovaly horší opakovatelnost a výsledky souvisely i s aktuální bolestí probanda ( $ICC > 0,70$ ).

## **4.5 Zpracování dat**

Z naměřených dat bylo vyhodnocováno vždy 5 nejlepších pokusů (takový pokus, kdy se každé chodidlo dotklo celou svou plochou, od heel strike po toe off, silové plošiny pro přesnou detekci stojné i švihové fáze chůze), které byly v konečné fázi zpracování zprůměrovány.

### **4.5.1 Statistické zpracování dat – 1. studie**

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu IBM SPSS STATISTICS 24 (IBM Corp., NY, USA). Normální rozložení dat bylo ověřeno pomocí testu Kolmogorov-Smirnov. Pro zjištění rozdílů mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou u pacientů před a po primární TEP kyčelního kloubu byla použita ANOVA opakovaných měření ( $2 \times 2$ ). Významné interakce byly dále ověřovány pomocí párového t-testu. Dále byly použity smíšené metody ANOVA analýzy pro porovnání před a pooperačního stavu pacientů se stejně starými zdravými jedinci u operované a neoperované dolní končetiny. Hodnoty získané škálami HHS, WOMAC a VAS byly porovnány pomocí párového t-testu a byla u nich zhodnocena i věcná významnost (Cohenovo  $d$ ):  $0,2-0,6$  = malý efekt;  $0,6-1,2$  = střední efekt;  $1,2-2,0$  = vysoký efekt;  $2,0-4,0$  = velmi vysoký efekt. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako  $\alpha = 0,05$ .

### **4.5.2 Statistické zpracování dat – 2. studie**

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu STATISTICA 13.0 (StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Normální rozložení dat bylo ověřeno pomocí testu Kolmogorov-Smirnov. Pro zjištění rozdílů kinematických proměnných mezi pacienty po primární a revizní náhradě kyčelního kloubu (vždy mezi neoperovanými a operovanými

dolními končetinami) byla použita dvou-faktorová ANOVA (faktor končetiny, faktor skupiny) s následnými post hoc testy – Fischerův LSD test, Tukey HSD test. Stejně postupy byly použity při porovnávání dat obou skupin pacientů s kontrolní skupinou. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako  $\alpha = 0,05$ .

#### **4.5.3 Statistické zpracování dat – 3. studie**

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu STATISTICA 13.0 (StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Normální rozložení dat bylo ověřeno pomocí testu Kolmogorov-Smirnov. Pro porovnání skupin mezi sebou byl vzhledem k malým počtům probandů ve skupinách použit Mann-Whitneyův neparametrický test. Pro určení míry závislosti mezi indexy symetrie a dobou, která uplynula od operace, byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako  $\alpha = 0,05$ .



## 5 Výsledky

### 5.1 Výsledky k dílčí studii 1

#### 5.1.1 Výsledky k hypotéze H01

*H<sub>01</sub>: Úhlové a časoprostorové parametry chůze se u pacientů před jednostrannou primární náhradou kyčelního kloubu neliší v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců:*

##### *a) na neoperované dolní končetině*

Výsledky porovnání před operací a kontrolní skupiny pro obě končetiny jsou uvedeny v Příloze 2, Tabulce 3 a 4.

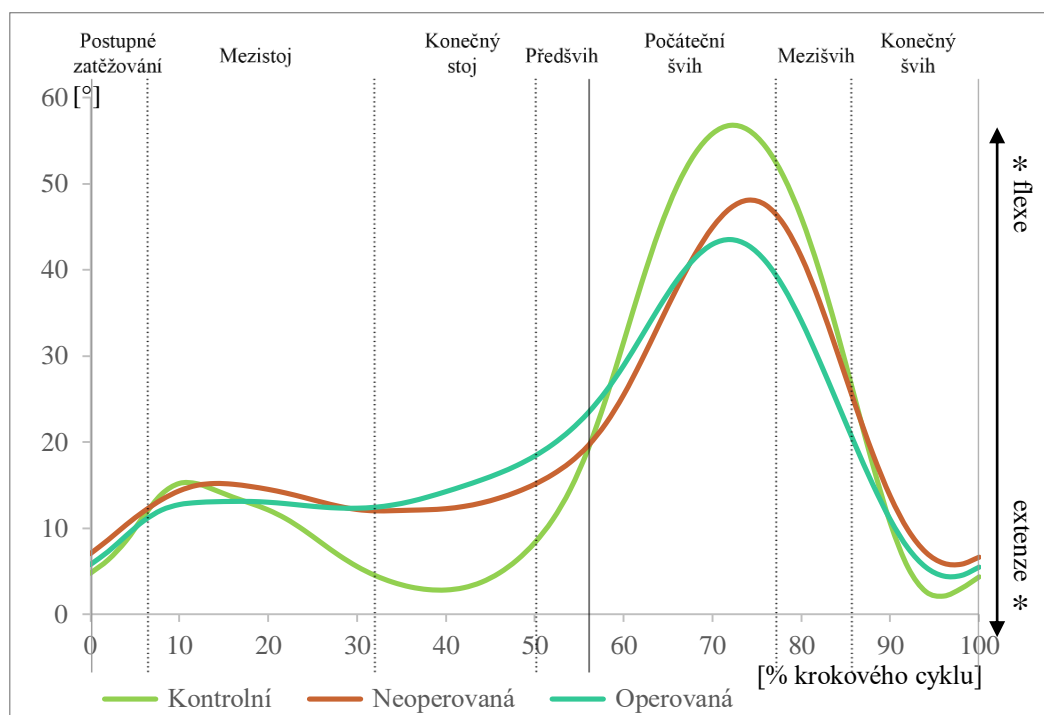
Před operací bylo v porovnání s kontrolní skupinou nalezeno statisticky významně nižší maximum extenze kolene ve fázi konečného stoje ( $p = 0,001$ ) i ve fázi konečného švihů ( $p = 0,007$ ), významně snížená flexe kolene ve fázi počátečního švihů a celkový rozsah pohybu kolene v sagitální rovině ( $p = 0,001$ ; Obrázek 5). Maximum flexe v kyčli ( $p = 0,010$ ; Obrázek 6) bylo před operací významně vyšší. Maximum extenze v kyčli ( $p = 0,001$ ; Obrázek 6) a celkový rozsah pohybu kyčle v sagitální ( $0,001$ ; Obrázek 6) i frontální rovině ( $p = 0,001$ ; Obrázek 7) byly před operací významně menší. U maxima antevertze pánve ( $p = 0,001$ ), maxima retrovertze pánve ( $p = 0,002$ ), maxima rotace pánve vzad ( $p = 0,016$ ; Obrázek 8), a také u celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální ( $p = 0,001$ ) i transverzální rovině ( $p = 0,008$ ; Obrázek 8) byl před operací nalezen významně větší rozsah pohybu.

*Hypotézu H<sub>01</sub> pro úhlové i časoprostorové parametry chůze před operací pro neoperovanou dolní končetinu zamítáme.*

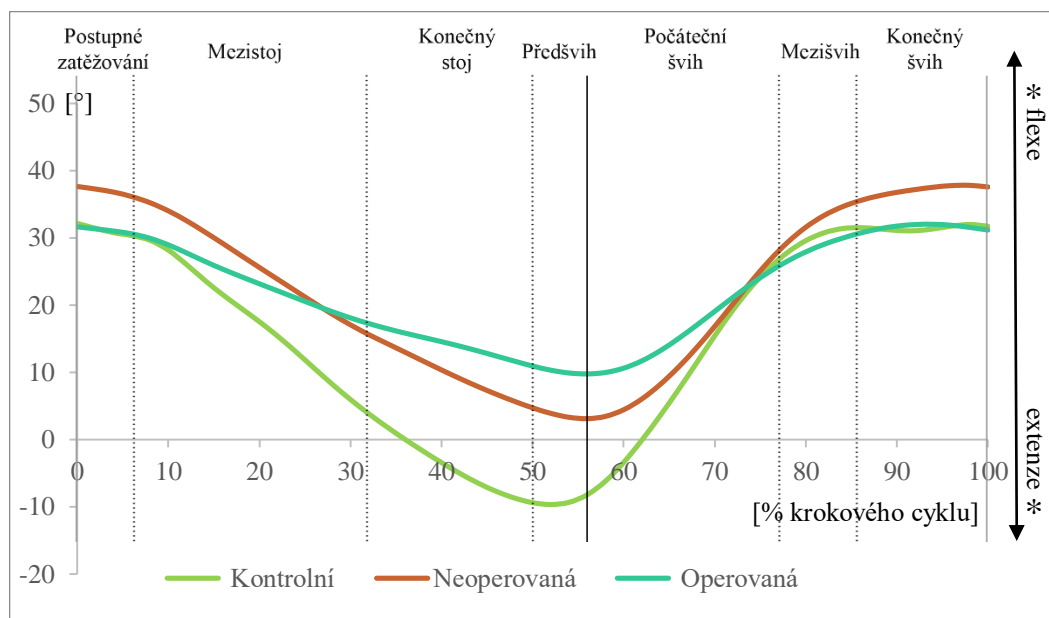
##### *b) na operované dolní končetině*

Před operací bylo v porovnání s kontrolní skupinou nalezeno statisticky významně nižší maximum extenze kolene ve fázi konečného stoje ( $p = 0,001$ ), maximum flexe kolene ve fázi počátečního švihů ( $p = 0,001$ ) a celkový rozsah pohybu kolene v sagitální rovině ( $p = 0,001$ ; Obrázek 5). Maximum extenze v kyčli ( $p = 0,001$ ; Obrázek 6), maximum addukce v kyčli ( $p = 0,027$ ; Obrázek 7) a celkový rozsah pohybu kyčle v sagitální ( $p = 0,001$ ; Obrázek 6) i frontální rovině ( $p = 0,001$ ; Obrázek 7) byl významně menší v porovnání s kontrolní skupinou. U maxima antevertze pánve ( $p = 0,001$ ), maxima

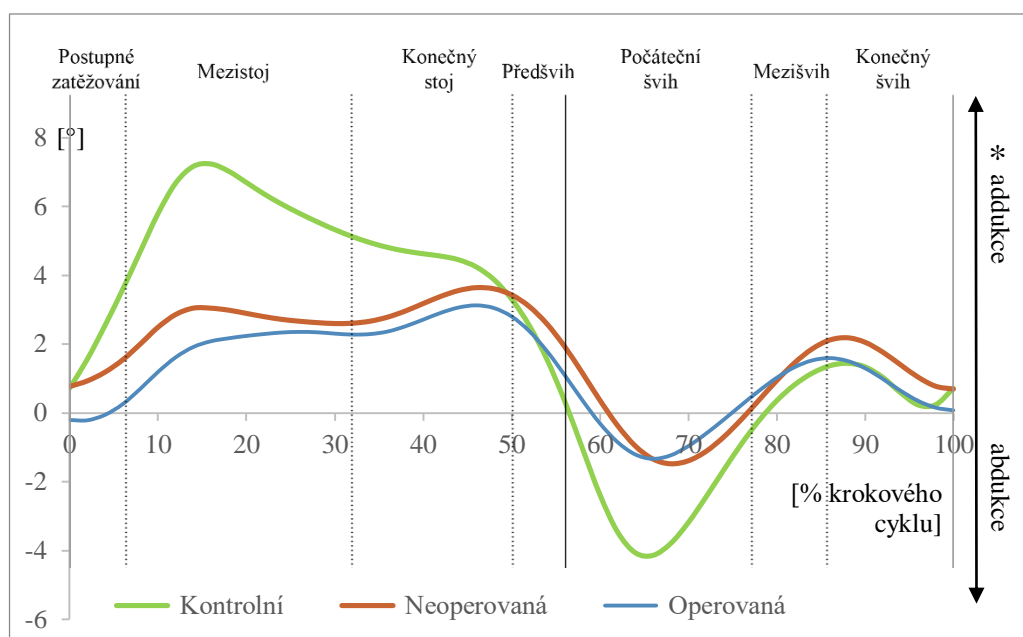
retroverze pánve ( $p = 0,003$ ), maxima rotace pánve vpřed ( $p = 0,013$ ; Obrázek 8), a také u celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální ( $p = 0,001$ ) i transverzální rovině ( $p = 0,019$ ; Obrázek 8) byl před operací nalezen významně větší rozsah pohybu.



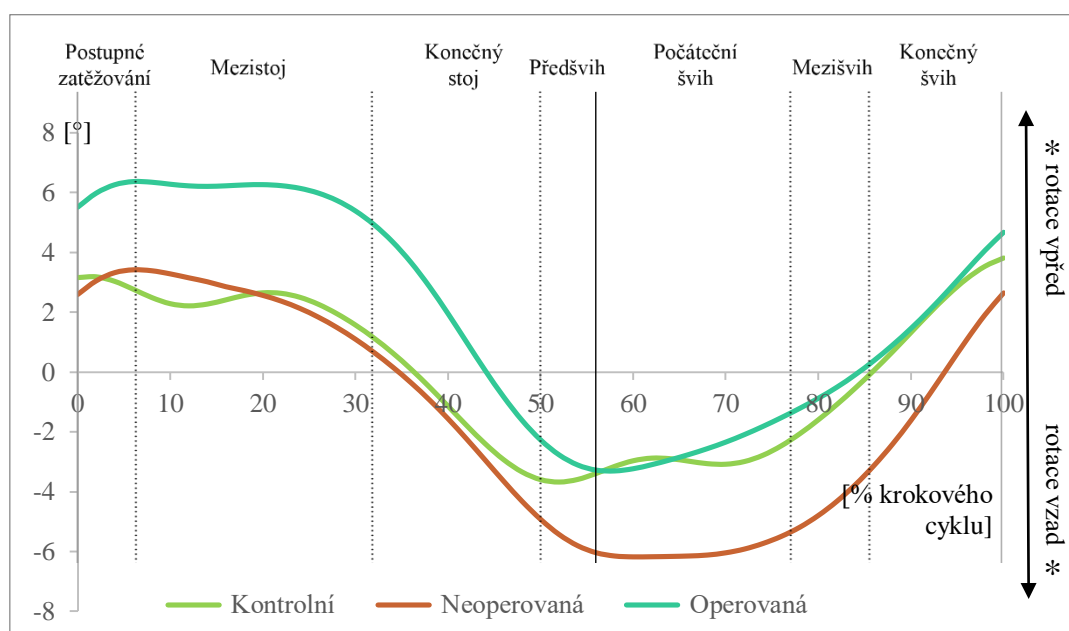
Obrázek 5. Grafické vyjádření změn úhlu kolene v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu pro operovanou, neoperovanou dolní končetinu před operací a pro kontrolní skupinu.



Obrázek 6. Grafické vyjádření změn úhlu kyčle v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu pro operovanou, neoperovanou dolní končetinu před operací a pro kontrolní skupinu.



Obrázek 7. Grafické vyjádření změn úhlu kyče ve frontální rovině v průběhu krokového cyklu pro operovanou, neoperovanou dolní končetinu před operací a pro kontrolní skupinu.



Obrázek 8. Grafické vyjádření změn úhlu pánve v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu pro operovanou, neoperovanou dolní končetinu před operací a pro kontrolní skupinu.

V porovnání obou dolních končetin (operované i neoperované) s kontrolní skupinou byly nalezeny předoperačně významně změněné všechny časoprostorové parametry ( $p = 0,001$ ). Před operací byla nalezena statisticky významně nižší kadence, délka kroku a rychlost chůze. Doba dvojí opory a doba kroku byly významně zvýšeny.

*Hypotézu H01 pro úhlové i časoprostorové parametry chůze před operací pro operovanou dolní končetinu zamítáme.*

### **5.1.2 Výsledky k hypotéze H02**

**H02:** *Úhlové a časoprostorové parametry chůze se u pacientů po jednostranné primární náhradě kyčelního kloubu před a po operaci neliší:*

*a) na neoperované dolní končetině*

Výsledky porovnání před a po operaci pro obě končetiny jsou uvedeny v Příloze 2, Tabulce 3 a 4.

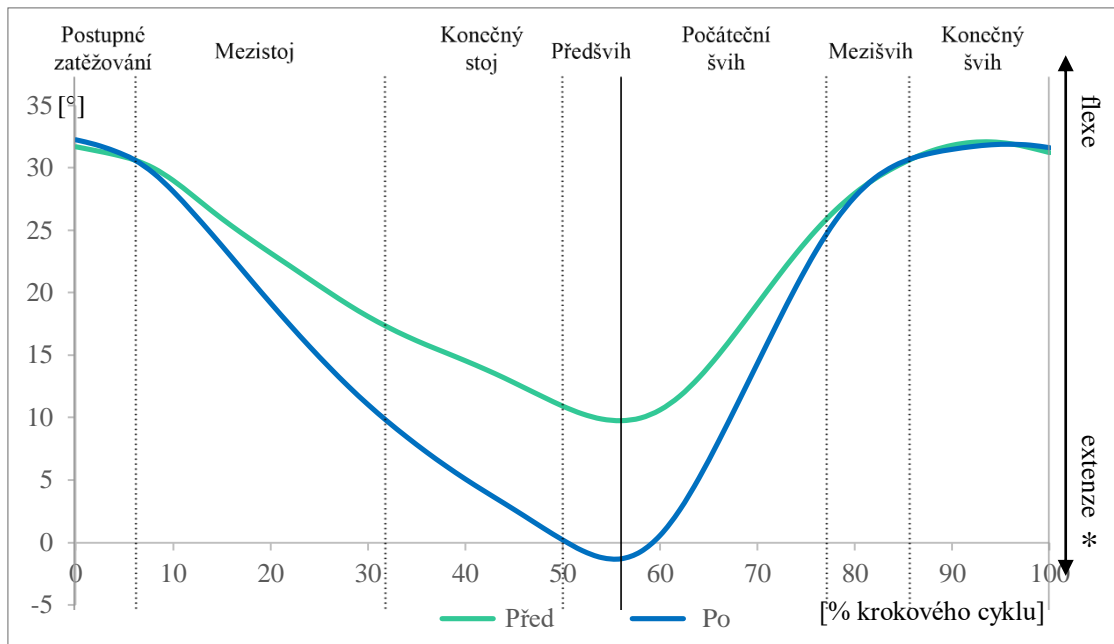
Na neoperované dolní končetině bylo nalezeno pooperačně statisticky významně vyšší maximum extenze kolene ve fázi konečného švihů ( $p = 0,034$ ) a maximum poklesu pánve ( $p = 0,001$ ), naopak celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině ( $p = 0,001$ ; Obrázek 11) a maximum anteverze pánve ( $p = 0,027$ ; Obrázek 11) byly na neoperované končetině nižší.

U časově prostorových parametrů byla pooperačně nalezena na neoperované dolní končetině statisticky významně vyšší kadence ( $p = 0,036$ ) a délka kroku ( $p = 0,025$ ). Doba dvojí opory ( $p = 0,001$ ) a doba kroku ( $p = 0,017$ ) se oproti tomu po operaci snížily. Rychlost chůze se statisticky významně nezměnila.

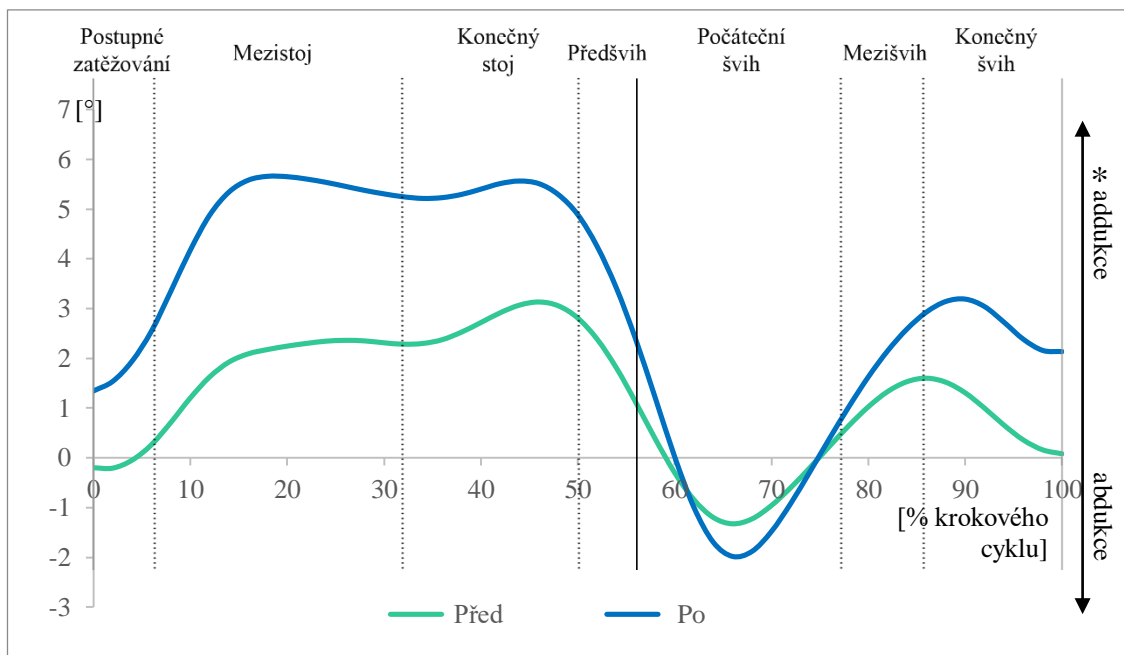
*Hypotézu H02 pro neoperovanou dolní končetinu zamítáme.*

*b) na operované dolní končetině*

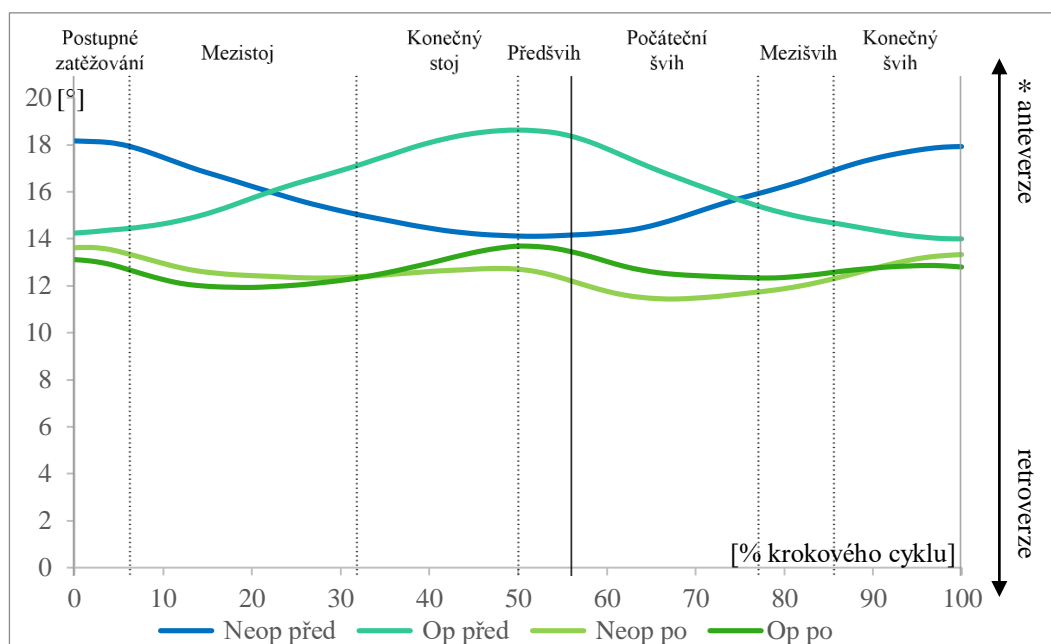
Na operované dolní končetině byl pooperačně nalezen statisticky významně větší celkový rozsah pohybu v sagitální rovině v kolenu ( $p = 0,001$ ) a v kyčli ( $p = 0,001$ ; Obrázek 9), dále pak vyšší maximum extenze v kyčelním kloubu ( $p = 0,001$ ; Obrázek 9), celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině ( $p = 0,003$ ; Obrázek 10), maximum addukce kyčelního kloubu ( $p = 0,028$ ; Obrázek 10) a maximum elevace pánve ( $p = 0,018$ ). Snížené hodnoty byly pooperačně nalezeny u pánve, a to v celkovém rozsahu pohybu v sagitální rovině ( $p = 0,001$ ; Obrázek 11) a v maximu anteverze pánve ( $p = 0,032$ ; Obrázek 11).



Obrázek 9. Grafické vyjádření změn úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu pro operovanou dolní končetinu před a po operaci.



Obrázek 10. Grafické vyjádření změn úhlu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v průběhu krokového cyklu pro operovanou dolní končetinu před a po operaci.



Obrázek 11. Grafické vyjádření změn úhlu pánve v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu pro operovanou i neoperovanou dolní končetinu před a po operaci.

U časově prostorových parametrů byla pooperačně nalezena na operované dolní končetině statisticky významně vyšší kadence ( $p = 0,013$ ) a délka kroku ( $p = 0,005$ ). Doba dvojí opory ( $p = 0,001$ ) a doba kroku ( $p = 0,001$ ) se oproti tomu pooperačně snížily. Rychlost chůze se statisticky významně nezměnila.

*Hypotézu H02 pro operovanou dolní končetinu zamítáme.*

### 5.1.3 Výsledky k hypotéze H03

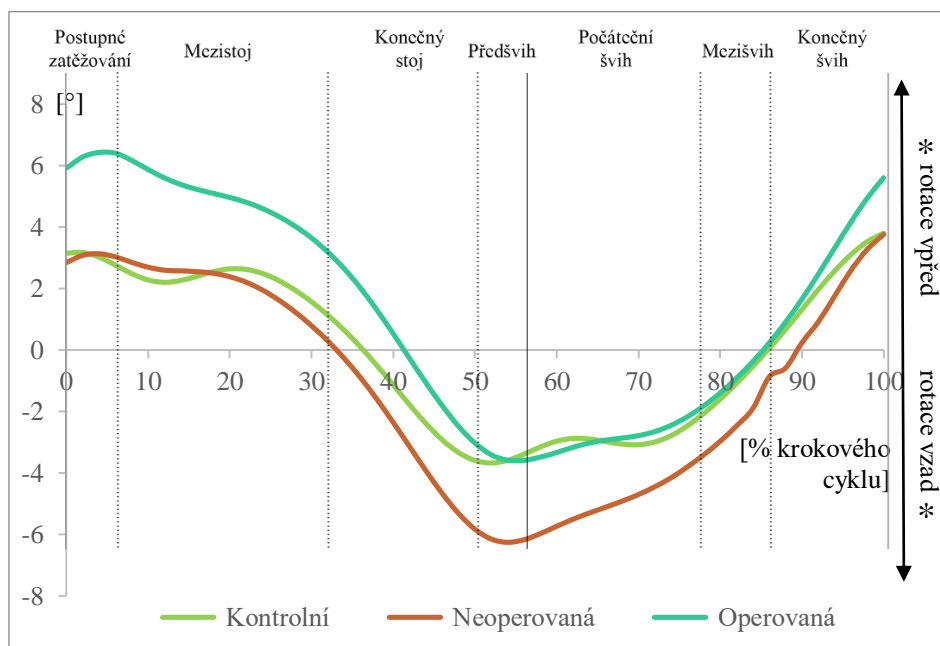
**H<sub>03</sub>:** Úhlové a časoprostorové parametry chůze se u pacientů po jednostranné primární náhradě kyčelního kloubu neliší v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců:

a) na neoperované dolní končetině

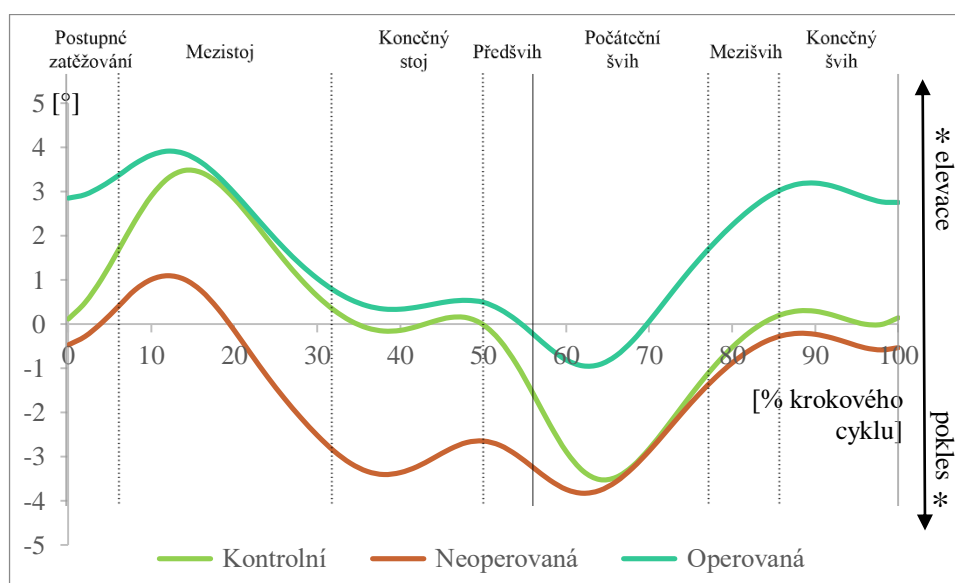
Výsledky porovnání po operaci a kontrolní skupiny pro obě končetiny jsou uvedeny v Příloze 2, Tabulce 3 a 4.

Po operaci bylo v porovnání s kontrolní skupinou nalezeno statisticky významně nižší maximum flexe kolene ve fázi počátečního švihu ( $p = 0,024$ ) a celkový rozsah pohybu kolene v sagitální rovině ( $p = 0,006$ ). Maximum extenze v kyčli ( $p = 0,001$ ) a celkový rozsah pohybu kyčle v sagitální rovině ( $p = 0,001$ ) byly významně menší po operaci. U maxima antevertze pánve ( $p = 0,017$ ), maxima rotace pánve vzad ( $p = 0,016$ ; Obrázek 12) a celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině ( $p = 0,031$ ) byl nalezen

významně větší rozsah pohybu po operaci. Maximum elevace pánve ( $p = 0,033$ ; Obrázek 13) bylo po operaci významně menší.



Obrázek 12. Grafické vyjádření změn úhlu pánve v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu pro neoperovanou, operovanou dolní končetinu po operaci a pro kontrolní skupinu.



Obrázek 13. Grafické vyjádření změn úhlu pánve ve frontální rovině v průběhu krokového cyklu pro neoperovanou, operovanou dolní končetinu po operaci a pro kontrolní skupinu.

Při porovnání časoprostorových parametrů byla nalezena po operaci statisticky významně nižší kadence ( $p = 0,001$ ), délka kroku ( $p = 0,001$ ) a rychlost chůze ( $p = 0,001$ ). Doba kroku ( $p = 0,002$ ) byla významně zvýšena.

*Hypotézu H03 pro úhlové i časoprostorové parametry chůze po operaci pro neoperovanou dolní končetinu zamítáme.*

*b) na operované dolní končetině*

Po operaci bylo v porovnání s kontrolní skupinou nalezeno statisticky významně nižší maximum extenze kolene ve fázi konečného stoje ( $p = 0,003$ ) a celkový rozsah pohybu kolene v sagitální rovině ( $p = 0,003$ ). Maximum extenze v kyčli ( $p = 0,001$ ) a celkový rozsah pohybu kyčle v sagitální rovině ( $p = 0,001$ ) byly významně nižší po operaci. U maxima antevertze pánve ( $p = 0,017$ ), maxima rotace pánve vpřed ( $p = 0,019$ ; Obrázek 12) a celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině ( $p = 0,034$ ) byl nalezen významně vyšší rozsah pohybu po operaci. Maximum poklesu pánve ( $p = 0,024$ ; Obrázek 13) bylo po operaci významně nižší.

Při porovnání časoprostorových parametrů byla nalezena po operaci statisticky významně nižší kadence ( $p = 0,001$ ), délka kroku ( $p = 0,004$ ) a rychlost chůze ( $p = 0,001$ ). Doba kroku ( $p = 0,005$ ) byla významně zvýšena.

*Hypotézu H03 pro úhlové i časoprostorové parametry chůze po operaci pro operovanou dolní končetinu zamítáme.*

#### 5.1.4 Výsledky k výzkumné otázce 1

*Existuje rozdíl ve funkčním hodnocení schopností pacienta po jednostranné primární náhradě kyčelního kloubu?*

Porovnání výsledných hodnot jednotlivých škál před a po operaci jsou uvedeny v Tabulce 1.

Tabulka 1

*Hodnoty jednotlivých škál (průměr±SD) před a po 12 měsících po primární totální endoprotéze kyčelního kloubu*

Škála	Předoperačně	Pooperačně	Změna hodnot	T-test (p)	Cohenovo d
VAS	5,4 ±1,4	0,9 ±1,5	4,6 ±0,1	0,001	3,2
WOMAC	47,5 ±11,5	22,8 ±11,3	24,7 ±0,2	0,001	2,2
HHS	57,6 ±10,0	85,1 ±21,7	27,5 ±11,7	0,001	1,6

*Poznámka:* Vizualní analogová škála bolesti (VAS): 0 (nejlepší) až 10 (nejhorší), Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC): 0 (nejlepší) do 100 (nejhorší), Harris hip score (HHS): od 0 (nejhorší) do 100 (nejlepší); p – hodnota pravděpodobnosti.



Ve výsledném skóre všech hodnotících škál byl nalezen statisticky významný rozdíl ( $p = 0,001$ ). U škály VAS došlo pooperačně k významnému snížení bolesti ( $p = 0,001$ ) s velmi vysokým efektem z hlediska věcné významnosti. U WOMAC a HHS skóre došlo pooperačně k významnému zlepšení funkčních schopností pacientů ( $p = 0,001$ ). U WOMAC skóre s velmi vysokým efektem a u HHS skóre s vysokým efektem z hlediska věcné významnosti.

## 5.2 Výsledky k dílčí studii 2

### 5.2.1 Výsledky k výzkumné otázce 2

*Existuje rozdíl v úhlových parametrech dolních končetin a pánve při chůzi mezi pacienty po jednostranné primární a po revizní náhradě kyčelního kloubu v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců?*

*a) pro neoperovanou dolní končetinu*

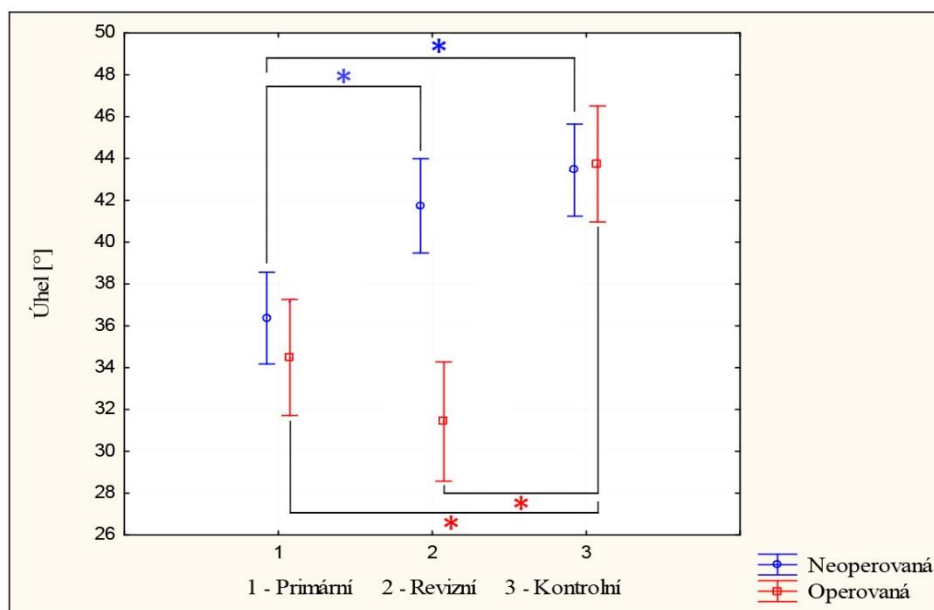
Průměrné hodnoty úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve pro primárně i revizně operované pacienty a pro kontrolní skupinu jsou uvedeny v Příloze 3, Tabulce 5.

Na neoperované dolní končetině byl nalezen významně nižší celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu ( $p = 0,003$ ; Obrázek 14) a pánve ( $p = 0,023$ ; Obrázek 15) v sagitální rovině u primárně operovaných pacientů v porovnání s revizně operovanými. Maximum poklesu pánve bylo naopak významně vyšší ( $p = 0,033$ ) u primárně operovaných. V porovnání primárně operovaných s kontrolní skupinou byl celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině ( $p = 0,002$ ) nižší u primárně operovaných (Obrázek 14). V porovnání kontrolní a revizně operované skupiny byl nalezen významný rozdíl u celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině, který byl významně větší u revizně operovaných ( $p = 0,001$ ; Obrázek 15).

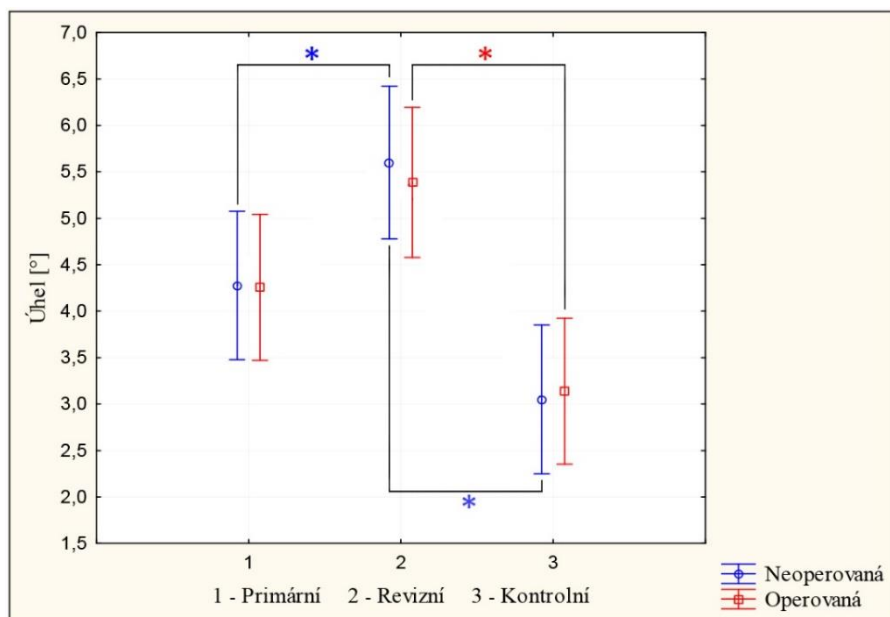
*b) pro operovanou dolní končetinu*

Na operované dolní končetině bylo nalezeno významně vyšší maximum flexe kolene ve fázi mezistoje ( $p = 0,035$ ) i maximum extenze kolene ve fázi konečného stoje ( $p = 0,049$ ; Obrázek 16), stejně jako maximum elevace pánve ( $p = 0,028$ ) u primárně operovaných v porovnání s revizně operovanými. V porovnání primárně operovaných s kontrolní skupinou byl nalezen statisticky významný rozdíl v maximu extenze

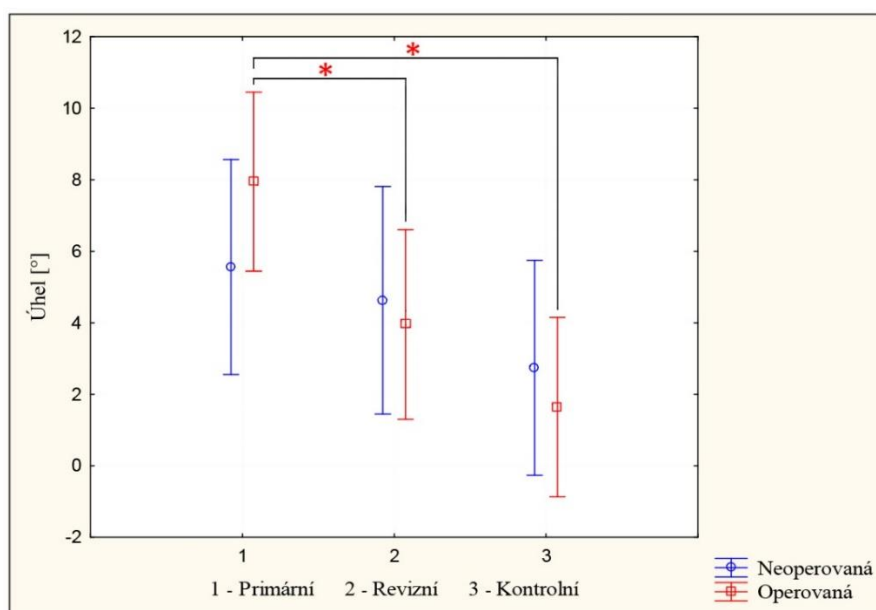
kolenního kloubu ve fázi konečného stoje ( $p = 0,020$ ; Obrázek 16), v celkovém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ( $p = 0,001$ ; Obrázek 14), kdy hodnoty u kontrolní skupiny byly významně vyšší v porovnání s primárně operovanou skupinou. V porovnání kontrolní a revizně operované skupiny byl nalezen významný rozdíl u maxima flexe v kolenním kloubu ve fázi počátečního švihu ( $p = 0,036$ ), celkového rozsahu pohybu kolenního kloubu ( $p = 0,004$ ) a kyčelního kloubu ( $p = 0,001$ ; Obrázek 14) v sagitální rovině, kdy naměřené hodnoty byly významně vyšší u kontrolní skupiny. Naopak celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině ( $p = 0,003$ ) byl významně větší u revizně operovaných v porovnání s kontrolní skupinou (Obrázek 15).



Obrázek 14. Grafické porovnání celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině mezi hodnocenými skupinami.



Obrázek 15. Grafické porovnání celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině mezi hodnocenými skupinami.



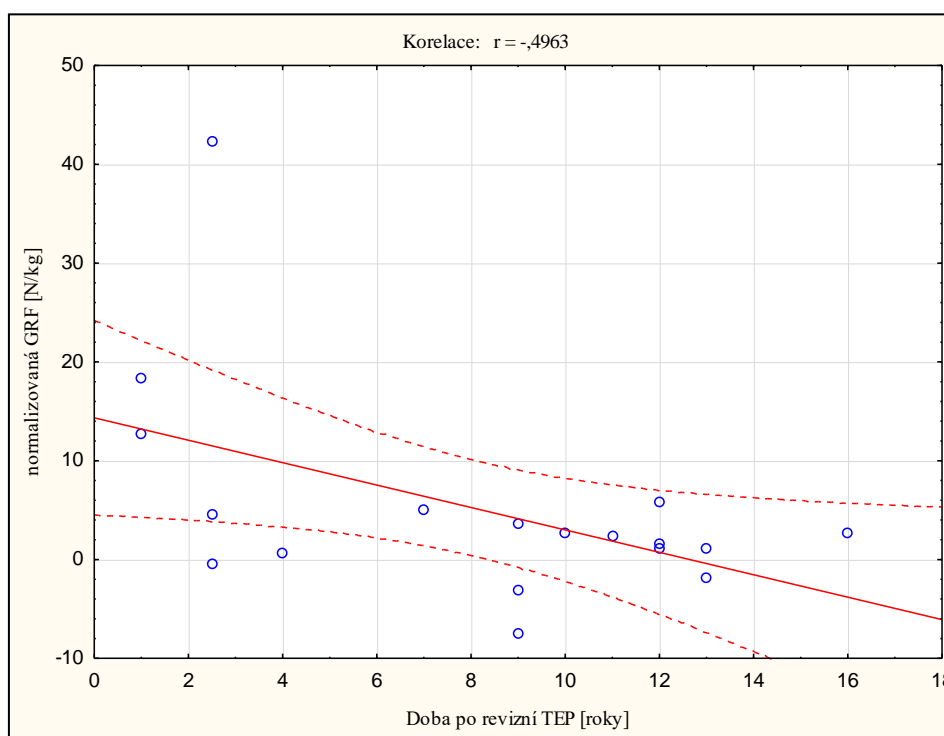
Obrázek 16. Grafické porovnání extenze kolene v konečném postoji mezi hodnocenými skupinami.

## 5.3 Výsledky k dílčí studii 3

### 5.3.1 Výsledky k výzkumné otázce 3

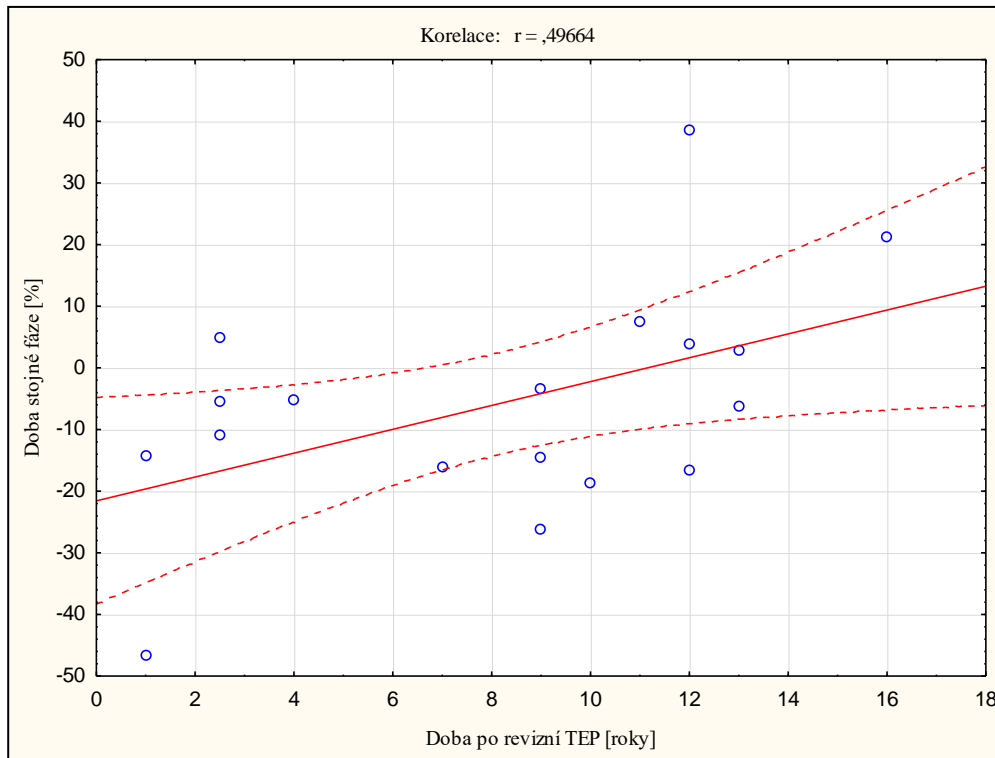
*Existuje korelace mezi dobou, která uplyne od operace a symetrií zatížení dolních končetin u pacientů po revizní náhradě kyčelního kloubu?*

Existují zde dvě významné korelace s dobou, která uplynula od operace. První z nich se týká maxima vertikální složky reakční síly ve fázi postupného zatěžování ( $F_3$ ),  $r = -0,50$ ,  $p = 0,036$  (Obrázek 17). S dobou od operace se kladná hodnota indexu symetrie (IS) snižuje a blíží se nule (záporný korelační koeficient), což lze hodnotit jako „symetrizaci“.



Obrázek 17. Grafické znázornění závislosti mezi indexem symetrie a dobou od reoperace pro parametr maxima vertikální složky reakční síly podložky ve fázi postupného zatěžování.

Druhá významná korelace se týká časového parametru, a to času dosažení maxima vertikální složky reakční síly ve fázi postupného zatěžování ( $t_6$ ),  $r = 0,50$ ;  $p = 0,036$  (Obrázek 18). Záporná hodnota IS se s rostoucí dobou od operace blíží nule až do kladných hodnot. V průběhu let od reoperace je tak dosaženo maxima vertikální složky reakční síly ( $F_3$ ) nejprve významně později na reoperované končetině, ale v průběhu let je tohoto maxima dosaženo výrazně dříve než na neoperované dolní končetině.



Obrázek 18. Grafické znázornění závislosti mezi indexem symetrie a dobou od reoperace pro parametr doby, kdy nastává maximum síly ve fázi postupného zatěžování.

Podobné tendence platí pro parametry maximum vertikální složky síly v propulzní fázi ( $F_4$ ,  $r = -0,38$ ), propulzní vertikální silový impuls ( $I_4$ ,  $r = -0,30$ ), celkový vertikální silový impuls ( $I_5$ ,  $r = -0,37$ ) a trvání stejné fáze ( $t_1$ ,  $r = -0,31$ ), kde korelační koeficienty nebyly statisticky významné.

## 6 Diskuse

Během osteoartrózy nosných kloubů postupně dochází k omezení kloubního rozsahu pohybu, které vede až ke snížení celkové funkce kloubu, jako je mobilita i stabilita. V dnešní době není neobvyklé, že pacient přichází k lékaři až v pokročilém stádiu tohoto degenerativního kloubního procesu, kdy už má jedinec obvykle naučené určité kompenzační mechanismy pohybu jako důsledek úlevy od bolesti. To stejné platí i pro pacienty, kteří jsou indikováni k výměně kyčelního kloubu (někdy až 2 roky na čekací listině), ale také pro pacienty, kteří jsou již po totální endoprotéze (jak první – primární, tak druhé – revizní). Biomechanická analýza chůze u těchto pacientů může doplnit informace o jejich klinickém stavu, tedy případném omezeném rozsahu pohybu kloubů dolních končetin a pánve s přidruženými náhradními pohybovými stereotypy. Parametry, které byly zvoleny v našich studiích pro hodnocení chůze u pacientů s osteoartrózou a po TEP kyčelního kloubu, byly v literatuře používány jako parametry, které hodnotí zotavení kyčelního kloubu po TEP (Mazzoli et al., 2017). Bylo použito také hodnocení obou dolních končetin (operované i neoperované) z důvodu uváděných kompenzací nejenom kontralaterální dolní končetiny (Foucher & Wimmer, 2012).

### 6.1 Vliv jednostranné primární náhrady kyčelního kloubu na úhlové a časoprostorové parametry chůze

#### 6.1.1 Stereotyp chůze u pacientů před TEP kyčelního kloubu (H01)

Stereotyp chůze u pacientů, kteří čekají na totální endoprotézu kyčelního kloubu, je velmi specifický. Postupná degenerace chrupavky znamená mimo jiné i omezování pohyblivosti v kyčelním kloubu, který je pro chůzi a její dopředný pohyb zásadní. Chůze u pacientů s koxartrózou se neobejde bez bolesti a její projev je velmi často výsledkem úhybných manévru nociceptivní informací, která přichází z kloubu (bolest se může klinicky samozřejmě projevovat i mimo kyčelní kloub). Z tohoto důvodu jsme sledovali úhlové a časoprostorové parametry chůze u pacientů těsně před zákrokem (ve většině případů 1 den) a díky porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců (ve stejném věku jako pacienti s koxartrózou), můžeme do určité míry zhodnotit, jak stereotyp chůze u těchto pacientů vypadá. Některé studie se zabývaly analýzou chůze u pacientů „pouze“ s mírnou až střední OA (dle K-L klasifikace st. II-III, bez prozatímní indikace k TEP;

Constantinou et al., 2017; Eitzen et al., 2012; Leigh et al., 2016). Dle Eitzen et al. (2012) ale není jasné, které chůzové parametry jsou relevantní pro pacienty s mírnými až středními symptomy. Analýza klinického stavu těchto pacientů může rozšířit možnosti zpomalení procesu artrózy. Dalším důvodem ke sledování chůze u těchto pacientů je i zjištění, že mnoho pacientů (avšak ne většina) nebývá s operací spokojena (Berliner, Brodke, Chan, Soohoo, & Bozic, 2016) a pohybová analýza předoperačního stavu může potvrdit či vyloučit souvislosti s pooperační „nespokojeností“.

### ***Oboustranné změny***

Během chůze pacientů s koxartrózou bylo zjištěno (pro obě dolní končetiny shodně) v porovnání se zdravými jedinci, že celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině a maximum extenze kyčelního kloubu, kterého je dosaženo v konečném stoji je významně nižší u pacientů indikovaných k TEP kyčelního kloubu. Totéž platí i pro celkový rozsah pohybu kolene v sagitální rovině, maximum extenze kolene během konečného stoje a maximum flexe během počátečního švihu. Pohyby v pánvi (celkový rozsah pohybu v sagitální i transversální rovině) byly naopak u pacientů před operací významně vyšší.

Oboustranně snížený celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu (v sagitální rovině) zjistili ve své studii i Constantinou et al. (2017) nebo Eitzen et al. (2012). Eitzen et al. (2012) navíc shodně jako naše studie zjistili nižší celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině (bilaterálně). Se sníženou extenzí kyčelního kloubu souvisí i snížená extenze kolene, obě probíhající ve stejné fázi krokového cyklu (fázi konečného stoje). Toto zjištění je podporováno i ve studiích Baker, Moreside, Wong a Rutherford (2016) nebo Leigh et al. (2016), avšak Baker et al. (2016) nacházejí sníženou extenzi kyčle pouze u postižené kyčle, nikoliv oboustranně.

Co se týče časově prostorových parametrů, pacienti s koxartrózou II. a III. stupně, ale také pacienti těsně před TEP kyčelního kloubu napříč studiemi (Constantinou et al., 2017; Eitzen et al., 2012; Ismailidis et al., 2020; Ornetti et al., 2011), mají výrazně nižší rychlost chůze, kratší délku kroku a delší dobu dvojí opory či dobu kroku, stejně jako jsme v tomto porovnání (pacientů před operací a kontrolní skupiny) zjistili i v naší studii. Nižší rychlost chůze a s tím spojený kratší krok může hrát roli i ve zjištěném sníženém rozsahu pohybu v sagitální rovině. Je však nutné upozornit na skutečnost, že se změny týkaly i neoperované dolní končetiny, která byla konkrétně u pacientů v naší studii

asymptomatická a bez vysokého stupně artrózy. Kratší krok na obou končetinách může přispívat na základě mechanicko-biologických procesů (Constantinou et al., 2017) k dřívějšímu opotřebení nepostiženého kloubu i urychlení procesu degenerace na osteoartrótickém kyčelním kloubu (Foucher & Wimmer, 2012).

Snížený rozsah pohybu v kolenu i kyčli u pacientů před operací je dle výsledků naší studie zřejmě kompenzován nadměrným pohybem pánve v sagitální i transverzální rovině. Toto zjištění podporují i Constantinou et al. (2017), kteří našli zvýšenou antevertzi pánve u pacientů s OA. Jiné studie popisují kompenzační pohyby pánve spíše až v pooperačním období (viz níže) a evidence nadměrného pohybu pánve v transverzální rovině oboustranně u pacientů s OA spíše chybí. Význam rotace pánve však vysvětlují Whittle (1996) i Levine et al. (2012) jako prostředek k optimalizaci chůze a řadí ji k jednomu ze šesti chůzových determinantů pro snížení ekonomické náročnosti chůze. Pánev zde tak může působit jako pohybový segment, který doplňuje chybějící rozsah pohybu (převážně v sagitální rovině), především kyčelního kloubu, nutný pro dynamiku chůze. Tato pohybová kompenzace pánve se pak nutně přenáší i do lumbosakrálního (LS) přechodu páteře a dále do kraniálních segmentů páteře. Ornetti et al. (2011) zařazují mezi výsledky zjištění u OA pacientů navíc (mimo rámec našich sledovaných parametrů) zvýšenou dorzální flexi hlezna během chůze (také ve fázi konečného stoje). Kompenzační pohyby tak zasahují celou dolní končetinu a promítají se především ve fázi konečného stoje. Ornetti et al. (2011) tyto vztahy popisují jako koordinaci „uvnitř“ končetiny, která je kineziologicky jasná, avšak v našem výzkumu i klinicky potvrzená.

### ***Rozdíly mezi končetinami***

V porovnání chůze u skupiny pacientů s OA a zdravých jedinců jsme našli rozdílné úhlové hodnoty mezi končetinami. Neoperovaná (zdravá) dolní končetina má oproti operované (před operací) končetině během chůze zvýšené maximum flexe v kyčelním kloubu (v konečném švih) a sníženou extenzi v kolenu (také během konečného švih). Na operované dolní končetině je navíc významně nižší maximum addukce kyčelního kloubu (v průběhu stojné fáze chůze) i celkový rozsah pohybu kyčle ve frontální rovině. U pánve je zvýšeno maximum rotace vzad (ve fázi konečného stoje) na neoperované straně, avšak na operované dolní končetině je zvýšeno maximum rotace pánve vpřed (ve fázi konečného švih).



Vzhledem k tomu, že se časoprostorové parametry mezi končetinami nelišily, můžeme přisuzovat rozdíly v chůzi klinickému stavu pacientů. Patrná je tak určitá asymetrie, se kterou tělo před operací pracuje a „vytváří si“ svalové dysbalance, které mohou přetrvávat až do pooperačního období. Zvýšená flexe v kyčli na neoperované dolní končetině napomáhá pohybu těla vpřed ve fázi konečného švihu, zatímco na opačné straně (operované) je tento pohyb umožněn spíše pávní a její nadměrnou rotací vpřed v téže fázi. Bolestivá kyčel (VAS = 5,4 z 10 bodů), s klinicky vždy zkrácenými flexory kyčelního kloubu i zkráceným kloubním pouzdem na ventrální straně, tak zřejmě přenechává svou funkci (vedení pohybu vpřed) rotačnímu pohybu pánve a „zdravá“ kyčel používá nadměrnou flexi (v porovnání s kontrolní skupinou). Nadměrné rotační pohyby pánve u pacientů s OA v zahraničních studiích nalezeny nebyly. Co se týče flexe v kyčelním kloubu, Ornetti et al. (2011) naopak zřejmě jako jediní našli u OA pacientů v porovnání se zdravými jedinci významně sníženou maximální flexi v kyčelním kloubu, avšak u OA kyčle, což nevylučuje tvrzení o zvýšené rotaci pánve. Baker et al. (2016) zmiňují, že mezi OA pacienty a kontrolní skupinou není rozdíl v aktivním provedení flexe, ale v pasivním provedení ano. To podporuje koncept Goniometrie prof. Jandy (1987), který tento rozdíl v pasivním pohybu vůči aktivnímu řadí do intraartikulární etiologie problému. Naznačuje to, že na chůzi, která je aktivním pohybem, rozdíly v omezeném rozsahu pohybu do flexe u těchto pacientů spíše nenalezneme. Pasivní vyšetření pohybu goniometrem by tedy mělo být součástí komplexního vyšetření pacienta.

Pohyb do addukce, který probíhá během stojné fáze chůze, jsme na operované dolní končetině našli menší, což považují Levine et al. (2012) za pohybovou strategii těla ke snížení požadavků na aktivitu abduktorů kyčelního kloubu (pro stabilizaci pánve ve frontální rovině). Levine et al. (2012) navíc udávají, že snížené maximum addukce kyčle souvisí i s homolaterálním úklonem trupu. Pohyb operované dolní končetiny tak vypadá ochuzen o pohyb v sagitální a frontální rovině kyčelního kloubu. Deficit ve frontální rovině kyčelního kloubu (především v addukci) pak našli Tsai et al. (2015) i Palieri et al. (2011), kteří však toto zjištění uvádějí u pacientů po operaci.

Vzhledem k tomu, že dle našich výsledků i zjištění ostatních autorů je nejčastěji a v největším rozsahu omezen pohyb kyčle v sagitální rovině, je tělo nuceno k nahrazování pohybu v jiném kloubu (pohybovém segmentu) nebo k pohybu téhož kloubu v jiné rovině. Extenze kyčelního a kolenního kloubu se jeví jako nejčastější

pohyby, kterými tělo šetří bolestivý kyčelní kloub (Baker et al., 2016; Eitzen et al., 2012; Ismailidis et al., 2020; Leigh et al., 2016). U osteoartrotické kyčle pak dochází k nadměrnému pohybu pánve v sagitální i transverzální rovině a v porovnání končetin k asymetrické a nadměrné rotaci pánve. V kontextu postury a svalových dysbalancí mají tedy OA pacienti spíše flekční držení těla i dolních končetin (spojené s anteverzí pánve, oslabenými extenzory kyčle, zkrácenými flexory kyčelních i kolenních kloubů), což dokládají i Kim, Pour a Lazennec (2019).

Na pracovišti, odkud pocházeli pacienti indikovaní k TEP kyčelního kloubu v naší studii, je standardní čekací doba na operaci 1,5-2 roky (M. Hobza, osobní sdělení, 18. srpna, 2020). Klinický stav pacienta je v době zápisu na čekací listinu velmi individuální (II.-IV. stupeň koxartrózy). Dle našich výsledků je však zřejmé, že k operaci pacienti přicházejí již s významným pohybovým deficitem během chůze. Je otázkou, jak moc tento deficit přetrvává do dalších let a zda je možné jej standardní rehabilitační intervencí snížit nebo jeho progresi zastavit.

### **6.1.2 Změna chůzového stereotypu pacientů 1 rok po TEP kyčelního kloubu (efekt operace; H02)**

Předpokladem pro klinické zhodnocení symetrie úhlových a časoprostorových parametrů chůze u pacientů po TEP kyčelního kloubu je plná zátěž operované dolní končetiny. Podle zákonitostí procesu hojení a stability endoprotézy v kosti je to minimálně 12 týdnů (Dungl et al., 2014). Do této doby je doporučováno také postupné odkládání kompenzačních pomůcek (francouzských holí; Gallo et al., 2013). Pooperační měření pacientů se v naší studii odvíjelo od doporučení ortopedů, zvyků daného pracoviště (roční kontrolní vyšetření pacienta; UNIFY ČR, 2015) a od průzkumu zahraničních studií. Nejčastější pooperační doba měření chůze je ve studiích v průměru 1 rok (Foucher & Freels, 2015; Illyés et al., 2006; Longworth et al., 2018; Mazzoli et al., 2017; Mont et al., 2007; Queen et al., 2013). Proto jsme i my pro pooperační analýzu chůze zvolili období 12 měsíců po operaci. Jeden rok je pro mnohé pacienty, kteří nemají viditelný deficit v chůzi, také „výstupním“ vyšetřením a pacient následně přichází nejdříve až za 2 roky nebo při potížích (M. Hobza, osobní sdělení, 18. srpna, 2020).

### ***Oboustranné změny***

Po roce od operace byly změny v úhlových hodnotách kloubů na neoperované a operované dolní končetině velmi rozdílné, s výjimkou změn v pohybu pánve v sagitální rovině. Jeden rok po operaci došlo oboustranně k významnému snížení celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině a snížení maxima anteverze pánve (ve fázi konečného stoje).

Vzhledem k tomu, že v předoperačním období byly u pacientů tyto pohyby nadměrné, je možné, že jde o jeden z pozitivních efektů výměny kyčelního kloubu. Pánev jako celek tak zřejmě reaguje na zlepšení pohyblivosti kyčelního kloubu (viz níže). Mazzoli et al. (2017) označují pohyb pánve v sagitální rovině právě jako jeden z kompenzačních mechanismů těla u pacientů s omezenou hybností v kyčelním kloubu ve stejné fázi chůze. Výsledky naší studie jejich zjištění potvrzují a poukazují na to, že tento kompenzační mechanismus lze popsat i „naopak“, tedy nejenom že dochází ke zvýšenému klopení pánve při nedostatečné extenzi kyčelního kloubu, ale v případě zlepšení klinického stavu kyčelního kloubu, co do rozsahu pohybu, se nadměrné klopení pánve upravuje. Mazzoli et al. (2017) navíc vysledovali postupnou úpravu klopení pánve i v dřívějších časových intervalech než za 1 rok od operace (2 týdny a 6 měsíců po operaci). Některé studie s podobným designem výzkumu jako tato práce úhlové parametry pánve spíše nesledovaly (Foucher et al., 2007; Foucher & Freels, 2015; Foucher & Wimmer, 2012). Tsai et al. (2015), i když analýzou pohybu in vivo, zjistili, že na operované straně ve švihové fázi dochází k výraznějšímu klopení pánve vzad (retroverze pánve), avšak počet pacientů (n = 8) a rozpětí pooperačního měření (3,6-22,6 měsíců) může být limitou.

### ***Rozdíly mezi končetinami***

Významné změny ve stereotypu chůze u pacientů 1 rok po operaci se týkaly převážně operované dolní končetiny, na níž byly nalezeny pooperačně pouze zvýšené rozsahy pohybů (kromě již zmíněné oblasti pánve). Na operované dolní končetině se zvýšil celkový rozsah pohybu kyčle i kolene v sagitální rovině, zvýšilo se maximum extenze kyčelního kloubu (v konečném stoji) a také maximum addukce kyčle společně s celkovým rozsahem pohybu kyčle ve frontální rovině. V oblasti pánve na operované dolní končetině bylo dále nalezeno vyšší maximum elevace pánve (ve fázi mezistoje) a na neoperované straně vyšší maximum poklesu pánve (ve fázi počátečního švihu).

Pooperačně zvýšený rozsah pohybu kyčelního kloubu do extenze je jeden z nejčastěji zmiňovaných úhlových parametrů ve studiích (stejně jako celkový rozsah pohybu v kyčli; Foucher et al., 2007; Mazzoli et al., 2017). Mazzoli et al. (2017) dokonce vyzdvihují extenzi kyčelního kloubu jako „parametr hodnocení zotavení kyčelního kloubu po operaci“. Jde o velmi důležitý poznatek z toho důvodu, že se v terapii obecně dbá spíše na zvyšování rozsahu pohybu do flexe v kyčli (ideálně s adekvátním posturálním zajištěním – bez nadbytečných souhybů pánve a páteře). Recipročně a zřejmě i v důsledku postupné úpravy chůzového stereotypu (zvětšováním délky kroku – viz níže) se postupně zvyšuje i extenze kyčelního kloubu. K významnému zlepšení došlo i v celkovém rozsahu pohybu kyčle v sagitální rovině. Extenze kyčle probíhá ve stejné fázi chůze (konečném stoji) jako anteverze pánve. Přímo se tak pohyby v sagitální rovině kyčelního kloubu a pánve ovlivňují, což potvrzují i naše výsledky. Z výsledků dalších studií se liší pouze autoři Tsai et al. (2015), kteří našli pooperačně významně nižší rozsah pohybu v kyčli na operované dolní končetině v porovnání s neoperovanou.

Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině je úhlový parametr, který je ovlivňován časoprostorovými proměnnými, především délkou kroku a s tím související rychlostí chůze. Délka kroku se u pacientů po operaci významně zvýšila, ale rychlost chůze zůstala pooperačně významně nezměněná, tedy prodloužení kroku se zvýšeným pohybem v kyčelním (ostatně i v kolenním) kloubu v sagitální rovině můžeme označit jako další pozitivní efekt operace. Vyšší pohyblivost kloubu, může znamenat vyšší variabilitu pohybu, tím pádem i větší stabilitu (Svoboda et al., 2012). Stejnou rychlost chůze v porovnání před a po operaci zjistili i Mont et al. (2007). Ve studiích van den Akker-Scheek et al. (2007) a Mazzoli et al. (2017) se naopak pooperačně sice zvětšila délka kroku, ale zvýšila se i rychlost chůze. Mazzoli et al. (2017) navíc udávají pooperačně sníženou asymetrii trvání stejné fáze chůze (což souhlasí i s našimi zjištěními). V naší studii jsme kromě zmíněného zjistili i vyšší kadenci, kratší dobu kroku i dobu dvojí opory u pacientů po operaci.

Významně zvýšený rozsah pohybu v koleni v sagitální rovině na operované i na neoperované dolní končetině souvisí s delším krokem a zvýšeným pohybem v kyčli. Je však důležité opět upozornit na významné změny v chůzovém stereotypu i u kolenního kloubu (a to oboustranně), který není přímo postižen degenerativním onemocněním. Větší rozsah pohybu v koleni oboustranně podporuje tvrzení, že TEP kyčelního kloubu je nutné podstoupit i z důvodu ochrany dřívějšího opotřebení a nástupu artrózy dosud

nepoškozeného kolenního kloubu operované dolní končetiny, ale i toho kontralaterálního. Ve studiích je rozsah pohybu kolene porovnáván spíše s kontrolní skupinou než jako porovnání téhož souboru pacientů před a po operaci. Například Mazzoli et al. (2017) si ze spektra měřených parametrů v koleni, jako jeden z kompenzačních mechanismů stojné fáze chůze (stejně jako anteverze nebo pohyb pánve ve frontální rovině) vybrali „pouze“ flexi kolene v mezistoji (bez významností).

Dalším parametrem na operované dolní končetině, který se pooperačně zvýšil, je celkový rozsah pohybu kyčle ve frontální rovině, zejména pak addukce kyčelního kloubu. Naše zjištění korespondují opět se studií Mazzoli et al. (2017). Vzhledem k tomu, že předoperačně byl pohyb do addukce spíše omezen (významně menší v porovnání s kontrolní skupinou), lze považovat i zvětšený rozsah pohybu kyčle ve frontální rovině za pozitivní efekt operace. Pro dobrou aktivitu abduktorů kyčelního kloubu (bez současných souhybů trupu ve frontální rovině), je nezbytná dostatečná elasticita adduktorů (Levine et al., 2012).

Vyšší maximum elevace pánve na operované (ve fázi mezistoje) a vyšší maximum poklesu pánve na neoperované dolní končetině (ve fázi počátečního švihu) poukazuje na přítomnost asymetrického postavení pánve vůči femuru (dolní končetině). Stejná zjištění poskytují i Mont et al. (2007), kteří navíc zjistili i nadměrný pohyb trupu vůči pánvi a označili zjištěné změny jako kompenzační pohyby těla z důvodu insuficientní stabilizační funkce pánve a nedostatečného pohybu kyčle. Pohyb pánve ve frontální rovině popisují Mazzoli et al. (2017) jako kompenzační prvek těla k vyvážení nedostatečné extenze kyčelního kloubu. Sami naopak označují výsledky po roce jako návrat pánve do neutrální pozice (ve frontální rovině), tedy bez asymetrie. Abduktory kyčle během stojné fáze chůze (v době maxima elevace pánve) jsou na svém maximu aktivity. Svou kontrakcí klopí pánev přes hlavici femuru, a tím zajišťují stabilitu celé dolní končetině. Pokud jde o nadměrný pohyb elevace, tato stabilizace není zajištěna z důvodu absence centrace kyčelního kloubu. Někdy je toto asymetrické držení pánve u pacientů (klinicky vnímáno ve stoji i chůzi jako sešikmení pánve) označováno jako antalgie, kdy dochází k vědomé elevaci pánve (odlehčení zátěže na bolavý kyčelní kloub) na straně operovaného kyčelního kloubu. Tato asymetrická elevace je způsobena jednostrannou aktivací m. quadratus lumborum, který je hlubokým svalem páteře, což vysvětluje i souvislost asymetrie pánve ve frontální rovině s odchylkami trupu ve frontální rovině. Vychýlení trupu popisují a potvrzují i Vogt et al. (2002), kteří sledovali

i různé věkové skupiny. Starší skupiny pacientů (po TEP) a zdravých jedinců měli menší oscilace pohybu v oblasti pánve (ve frontální rovině), avšak větší v oblasti trupu (především směrem k neoperované straně). Tento výzkum však probíhal pouze několik týdnů po operaci (3-6 týdnů) a pacienti tento pohybový projev ještě zřejmě umocňovali odlehčováním operované dolní končetiny. Tuto asymetrii se tak nabízí označit jako negativní efekt operace. Limitem v tomto zjištění je absence informací, zda měli sledovaní pacienti například o něco delší operovanou dolní končetinu. Tento atribut, ovlivňující i stereotyp chůze, se ve studiích objevuje. Například Tsai et al. (2015) evidují prodloužení operované dolní končetiny v průměru o 4,6 mm. Je otázkou, jak velká strukturální asymetrie by dokázala způsobit asymetrii v oblasti pánve během chůze.

### **6.1.3 Funkční hodnocení schopností a bolesti u pacientů 1 rok po TEP kyčelního kloubu (VO1)**

Hodnocení celkového stavu pacientů po TEP kyčelního kloubu, ale také zhodnocení „úspěšnosti“ operace, se neobejde bez subjektivního zhodnocení vnímání bolesti a hodnocení každodenních činností. Tyto každodenní činnosti mohou být zdánlivě bezproblémové, avšak u pacientů s osteoartrózou je mechanika kloubu stěžejní ve vnímání určitého komfortu v kloubu i bolesti. Například u vstávání ze sedu (respektive z křesla) do stoje se hodnoty tlaků působících na kloubní chrupavku až ztrojnásobí, a to v posterosuperiorní části acetabula (Bartoníček & Heřt, 2004). Zhodnocení těchto každodenních aktivit může být zajímavým ukazatelem již zmíněné úspěšnosti operace.

#### ***Bolest***

Bolest u pacientů byla hodnocena „Vizuální analogovou škálou bolesti“, která je hojně používaná i pro svou jednoduchost. Pooperační snížení bolesti je zřejmě jedno z největších očekávání pacientů. Tedy pokud by nám náleželo hodnotit úspěšnost operace podle změny subjektivního vnímání bolesti, byla by TEP kyčelního kloubu u skupiny pacientů v naší studii úspěšná. V naší studii došlo k výraznému snížení bolesti, a to z 5,4 bodů na 0,9 bodů (škála 0-10). Ve studii Kamimura et al. (2013) používali také tuto škálu pro hodnocení bolesti u pacientů po TEP, ale v intervalech 1, 7 a 15 týdnů po operaci. Téměř minimální snížení bolesti a statisticky nevýznamné změny našli u pacientů 1 týden po operaci, ale v dalších dvou intervalech byla bolest již minimální. Sedm týdnů po operaci v hodnotě 1,8 a v 15. týdnů po operaci dokonce 0. Předoperační „výchozí“ hodnota byla 4,8. Ve studii Segal et al. (2013) navíc rozlišovali hodnocení bolesti pro

končetiny zvláště, operovaná měla hodnotu 2,8 a neoperovaná 0,6. Hodnota pro neoperovanou dolní končetinu se po 6 měsících od operace významně nezměnila, ale na operované došlo k významnému snížení bolesti.

### ***Běžné denní činnosti***

U Harrisovy škály i dotazníku WOMAC v naší studii došlo k významnému zlepšení funkčních schopností pacientů, což je téměř totožný závěr všech dostupných studií. Častěji je součástí hodnocení úhlových a časoprostorových parametrů chůze HHS škála, vždy s významnou změnou pooperačních hodnot ve smyslu zlepšení. Ve studiích, které uvádí zhodnocení operace TEP kyčelního kloubu právě v porovnání před a pooperačních měření, bylo po operaci nalezeno vždy významně lepší zhodnocení funkčních schopností pacientů během každodenních aktivit (Foucher et al., 2007; Foucher & Freels, 2015; Illyés et al., 2006). Při použití dotazníku WOMAC a srovnatelném designu s naší studií zmiňuje také Segal et al. (2013) pooperačně významné změny ( $p < 0,008$ ) pro všechny tři části dotazníku.

I když TEP kyčelního kloubu zlepšuje celkovou fyzickou a psychickou kondici, není výsledek škály bolesti a kvality života dle názoru Illyés et al. (2006) u pacientů ani po operaci totožný se zdravou populací. Tito pacienti mají dle autorů již doživotní omezení pro různé sporty, na které byli před operací zvyklí. Nankaku et al. (2011) toto srovnání se zdravou populací odůvodňují tím, že může jít i o důsledek svalové slabosti získané pooperačně. Díky ní mohou být pacienti nejenom nejistí v činnostech, na které byli i celoživotně zvyklí, ale mohou být i náchylnější ke zranění v důsledku pádu.

Všeobecně strach z pádu je u pacientů po TEP kyčle vysoký i proto, že jde o riziko luxace kloubu. Riziko pádu u těchto pacientů sledovaly dvě studie. I když se výsledky studie Nagai, Ikutomo, Yamada, Tsuboyama a Masuhara (2014) vztahují pouze na populaci (ženy) v Japonsku, jde o jedinou studii, která má závěry a doporučení do klinické praxe. Strach z pádu se dle jejich výsledků vyvíjí v určitých ADL aktivitách a je přímo úměrný slabší výkonnosti pacientů, historii jejich pádů, vyšší úzkosti a vyššímu věku. Konkrétně mělo strach z pádu nejvíce žen při chůzi do nebo ze schodů (45 %), při koupání a při zvednutí předmětu ze země (26 %) a při vstávání ze země (25 %). V závěrech studie pak navrhuje právě v těchto ADL aktivitách zintenzivnit rehabilitaci, tedy provádět terapeutu bezpečnou instruktáž či edukaci a v neposlední řadě doporučují dlouhodobější rehabilitační program. V druhé studii (Buker et al., 2018) se autoři sice

shodují na tom, že dobrá funkce kyčelního kloubu záleží na úrovni kvality života pacienta, avšak díky širokému rozpětí věku pacientů (33-79 let), příčin operace (kromě OA i dysplazie a avaskulární nekróza) a sledované době od operace (22-212 týdnů) jsou výsledky spíše diskutabilní. Nízká úroveň strachu z pádu v této studii je tak spojena s dobrým funkčním statutem pacientů a samozřejmě i nízkým věkovým průměrem. Výsledky dle de Lima et al. (2019) poukazují na to, že rovnováha po TEP kyčle se samozřejmě sice zlepšila (v porovnání s předoperačním stavem), nicméně v porovnání s kontrolní skupinou nemají pacienti srovnatelné skóre se zdravými jedinci. Dle jejich výsledků poruchy rovnováhy s případným rizikem pádu přetrvávají i 2 roky po TEP kyčelního kloubu.

#### **6.1.4 Stereotyp chůze pacientů 1 rok po TEP kyčelního kloubu v porovnání se zdravými jedinci (H03)**

Již první dny po TEP kyčelního kloubu přichází výrazná úleva od bolestí. Vzhledem k tomu, že chůze těchto pacientů před operací byla spíše antalgická, díky odstranění zničeného kloubu byla odstraněna i příčina nocicepce. Pooperačně se však objevuje „nová“ bolest a to po operačním přístupu, během kterého jsou měkké tkáně v okolí kloubu dosti namáhány – jak řezem, tak i mechanickým tahem a tlakem. Okolní tkáně jsou vystaveny tahu háků a elevatorií, stejně jako polohováním při rašplování femorální dutiny. Po implantaci endoprotézy je rekonstruován abduktorový aparát, nicméně je nutno počítat s určitým funkčním deficitem. Následně jsou sešity všechny další vrstvy přístupu. V každé této vrstvě měkkých tkání tedy po operaci vzniká hojení jizva, v jejíž lokalizaci pacienti nejčastěji udávají bolest. Jde o jeden z faktorů, který pooperačně ovlivňuje provedení chůze, stejně jako nutná pohybová omezení (z důvodu prevence luxace TEP kyčelního kloubu) a v průběhu několika prvních týdnů i odlehčování operované dolní končetiny. Provedení chůze mohou negativně ovlivňovat i poruchy rovnováhy, které se ve věku pacientů, kteří podstupují TEP kyčelního kloubu, již mohou běžně vyskytovat. Jsou buď přímo spojené se ztrátou kvalitní propriocepce z postiženého kloubu, nebo může jít o přidružené smyslové omezení. Tyto aspekty patří mezi vnitřní rizikové faktory, které přispívají ke vzniku pádů (Bizovská et al., 2017) a je jimi jednoznačně ovlivněna kvalita chůzového stereotypu. Rozdíly v úhlových parametrech kloubů dolních končetin a pánve tak mohou předpovídat nestabilitu při chůzi a zvýšenou tendenci k pádům po TEP (Holnapy, Illyés, & Kiss, 2013). Snažili jsme se proto v této



práci také zjistit, jak a jestli se přibližuje stereotyp chůze pacientů 1 rok po TEP kyčelního kloubu chůzi zdravých jedinců.

### ***Oboustranné změny***

Pro obě dolní končetiny (neoperovanou i operovanou) jsme našli významně nižší rozsah pohybu v kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině (také maximum extenze v kyčli) a významně vyšší rozsah pohybu pánve v sagitální rovině (platí i pro maximum antevertze pánve). Tyto hodnoty mohou být ovlivněny i časoprostorovými parametry, kdy měli pacienti i 1 rok po operaci významně menší délku kroku, nižší kadenci (podobně jako u Bhargava, Shrivastava, & Nagariya, 2007) i rychlost chůze a delší dobu trvání kroku.

Beaulieu et al. (2010) potvrzují snížený rozsah pohybu v sagitální rovině kyčelního kloubu u pacientů po TEP kyčelního kloubu (v porovnání s kontrolní skupinou), avšak pouze na operované dolní končetině. Perron et al. (2000) ve svém výzkumu potvrzují sníženou extenzi kyčelního kloubu, což souvisí i se sníženou extenzí kolene, kterou jsme zjistili v našem výzkumu. Významně nižší rozsah pohybu v koleni, avšak na neoperované dolní končetině, byl nalezen ve studii Foucher a Wimmer (2012). Pomocí tohoto sníženého rozsahu pohybu v koleni vysvětlují autoři pravděpodobně rychlejší vznik osteoartrózy nosných kloubů (kolenního i kyčelního) neoperované dolní končetiny. Tato zjištění podporují ve své studii i Beaulieu et al. (2010). Zvýšenou flexi v koleni na operované dolní končetině naopak popisují Perron et al. (2000). Na možné kompenzace sníženého rozsahu pohybu v kyčli poukazují Beaulieu et al. (2010), a to v hleznu operované dolní končetiny, a upozorňují na vznik přidružených kloubních onemocnění. Na zvýšenou dorziflexi v hlezenním kloubu upozorňuje i Perron et al. (2000). Dostupné studie neuvádějí v porovnání kontrolní skupiny a skupiny pacientů po TEP významné rozdíly v oblasti pohybu pánve v sagitální rovině.

### ***Rozdíly mezi končetinami***

Významné rozdíly v úhlových hodnotách mezi končetinami poukazují na určitou asymetrii. Na neoperované dolní končetině bylo 1 rok po operaci významně nižší maximum flexe kolene (ve fázi počátečního švihu), na operované bylo menší maximum extenze kolene (ve fázi konečného stoje). Na pánvi jsme našli vyšší maximum rotace pánve vzad na neoperované končetině a vyšší maximum rotace pánve vpřed na operované dolní končetině. Maximum elevace pánve bylo na neoperované dolní končetině

významně nižší, stejně jako bylo nalezeno nižší maximum poklesu pánve na operované dolní končetině. Parametr, který byl rok po operaci srovnatelný se zdravými jedinci, byla doba dvojí opory. Tato naše zjištění nekorrespondují s některými studiemi, kdy Kanzaki et al. (2008) i Bhargava et al. (2007) uvádějí prodloužený čas doby dvojí opory u pacientů po TEP. Kanzaki et al. (2008) navíc zmiňují asymetrické posunutí těžiště nad neoperovanou dolní končetinu. Tuto pohybovou strategii autoři hodnotí jako potřebu získat celkovou stabilitu a kompenzovat funkční poruchu, kterou rozumí omezení pohybu v kyčelním kloubu a snížení svalového napětí v okolí kyčelního kloubu. Je nutné podotknout, že na rozdíl od naší studie porovnávali Kanzaki et al. (2008) pacienty s kontrolní skupinou 6 měsíců od operace, u autorů Bhargava et al. (2007) bylo rozpětí v pooperačním měření 6-51 měsíců. To, že pacienti nemají provedení chůze 6 měsíců po operaci stejné jako zdraví jedinci, potvrzují i Madsen et al. (2004).

Pohyb pánve do rotace u pacientů 1 rok po operaci je významně asymetrický. Tyto úhlové parametry chůze přetrvávají již z předoperačního období, kdy na neoperované straně byla nalezena navíc nadměrná flexe v kyčli, která se pooperačně upravila. Přetrvávající asymetrie tak není důsledkem operace (negativním efektem), ale přetrvávajícím pohybovým vzorem, který se náhradou kyčle a následnou rehabilitací a reedukací pohybu neupravil. Perron et al. (2000) potvrzují naše zjištění o nadměrné rotaci pánve vpřed.

Ve frontální rovině kromě asymetrie dochází i k menšímu rozsahu pohybu pánve v porovnání se zdravými jedinci, což může znamenat stále sníženou aktivitu abduktorů kyčle, které mají za úkol stabilizaci pánve v kontextu: dostatečný ROM, dostatečná variabilita pohybu, dostatečná funkce – dobrá stabilizace. Perron et al. (2000) ve své studii uvádějí, že se trup nadměrně naklání nad operovanou dolní končetinu během chůze, i když zjištění autorů Vogt et al. (2002) mají protichůdnou tendenci (náklon trupu nad neoperovanou dolní končetinu). Pánev tak není schopna ve své nově vzniklé asymetrii zajistit adekvátní stabilizaci kyčelního kloubu (oboustranně) a je potřeba kompenzačního pohybu i trupu. Nabízí se tak otázka, jak moc jsou přetěžovány především bederní segmenty páteře ve frontální rovině. V klinickém kontextu se totiž nejedná o žádoucí pohyb, který by se měl v pohybovém projevu pacienta vyskytovat (jak předoperačně, tak pooperačně). Ve frontální rovině navíc Beaulieu et al. (2010) zjistili v porovnání s kontrolní skupinou sníženou abdukcí kyčelního kloubu na operované dolní končetině, což jen doplňuje tato zjištění.

Po roce od operace je pacient ortopedem pečlivě vyšetřován a pouze v případě kulhání nebo hrubé poruše stereotypu chůze je předepsána ambulantní rehabilitace (M. Hobza, osobní sdělení, 18. srpna, 2020), kde může být analyzován a následně i přeucen chybný stereotyp chůze. Léčba po jednom roce od operace je však ve většině případů ukončena a pacient je pozván za 2 roky na kontrolu. Celkové hodnocení pacienta ortopedem 1 rok po operaci je navíc podpořeno zlepšením se ve funkčních testech (HHS, WOMAC; viz výše) i v celkově subjektivním zhodnocení spokojenosti pacienta s operací, avšak dle našich výsledků, chůze u pacientů 1 rok po operaci není bez objektivního klinického nálezu, i když byli pacienti dle výsledků dotazníků velmi spokojeni.

Rizikem pro pooperační komplikace je tak přetrvávající špatný stereotyp chůze, který může vést k opotřebením nejenom druhostranných kloubů – kyčelní, kolenní kloub, ale také k opotřebením stejnostranného kolene i operované kyčle a v neposlední řadě může dojít k přetěžování bederní páteře, lumbosakrálního přechodu a SI skloubení, nejčastěji z důvodu asymetrie v chůzi. Ve studiích porovnávací kontrolní skupinu a pacienty po TEP kyčelního kloubu se často uvádí přetěžování spíše neoperované dolní končetiny (Beaulieu et al., 2010; Foucher & Wimmer, 2012; Kanzaki et al., 2008).

Toto vše může i 1 rok po operaci pomáhat řešit fyzioterapie i ergoterapie. Foucher a Freels (2015) doporučují zlepšit pooperační rehabilitaci u pacientů po TEP kyčelního kloubu a vyzdvihují nutnost vést v této oblasti klinický výzkum. Rehabilitační péče se často liší podle zvyklostí pracoviště, na kterém byl proveden chirurgický výkon (UNIFY ČR, 2015). De Lima et al. (2019) poukazují na fakt, že rehabilitační „guidelines“ nejsou ve studiích popisovány, což se jeví jako zásadní v porovnávání nejenom studií, ale i kategorizování pacientů v rámci jedné studie. Přitom zpětná vazba (ať už terapeutem nebo vizuálním či audio zařízením) je v terapii u pacientů po TEP kyčelního kloubu efektivní (symetrie kroku, adekvátní zátěž, kvalitně prováděný stereotyp chůze atp.; Hurkmans, Bussmann, Benda, Verhaar, & Stam, 2012). Pethe-Kania, Opara, Kania, Kidoń a Łukaszewicz (2017) vyzdvihují nejenom důležitost feedbacku pro pacienty, ale i supervize terapeuta. V jejich studii došlo v experimentální skupině vedené terapeutky ke zlepšení až u 97 % pacientů. V kontrolní skupině to bylo u 67 % lidí.

Co se týče rekonvalescence, je možné, že k ní dochází až později než po 1 roce, možná i samovolně. Závěrem práce Rasch et al. (2010) bylo konstatováno, že u svalů kolene došlo k úplné rekonvalescenci po 2 letech od operace, ale u svalů kyčle nikoliv.

Abduktory kyčle (m. gluteus medius et minimus) byly i 2 roky po operaci o 15 % slabší než na kontralaterální končetině. Na základě těchto výsledků autoři doporučili zvýšit trénink abduktorů kyčle. V designu této studie však převládá terapie bez individuální kontroly terapeuta. Pacienti měli pouze skupinová cvičení a domácí cvičení měli jen doporučená. Roli v rekonvalescenci mohou hrát i jizvy, které vždy snižují kontraktilitu svalových vláken. U pacientů v naší 1. studii, jejichž věkový průměr je 60 let, je nutné počítat i s určitou ireverzibilitou tkání „díky“ věku. Proto se dá předpokládat, že pohybový stereotyp chůze se výrazně změní i díky tomuto zásahu do struktury pohybového aparátu. Tento aspekt je však ve studiích sledujících posturu pacientů nebo pohybový vzorec dolní končetiny po TEP kyčelního kloubu zcela opomenut.

## **6.2 Rozdíly v úhlových parametrech chůze u pacientů po jednostranné primární a revizní náhradě kyčelního kloubu v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců (VO2)**

Stereotyp chůze pacientů po revizní náhradě kyčelního kloubu není v zahraničních studiích často předmětem zájmu, a to z mnoha důvodů, kterými jsou zřejmě limity pro zařazení pacienta do studie. Studií, které se věnují porovnání primárně a revizně operovaných pacientů v kontextu pohybových odlišností je minimum. Adelani, Crook, Barrack, Maloney a Clohisy (2014) například porovnávali tyto dvě skupiny pacientů (do 55 let) z hlediska komplikací a ADL aktivit. Důvody selhání v této studii byly u revizí stejné jako u selhání téhož poprvé operovaného kloubu. Existuje zde možnost nabídnout v rámci prevence selhání TEP i pohybovou analýzu pacientů jak po primární, tak po revizní TEP kyčelního kloubu, která má potenciál doplnit údaje o pacientech, které není snadné, ani běžné, zjistit při klinickém vyšetření. Ve skupině revizí (v porovnání s primárně operovanými v zahraničních studiích) bylo navíc větší množství komplikací po TEP a nižší hodnoty klinického zlepšení (ADL). Počet operací zde tak hraje významnou roli i u pacientů stejného věku (jako v naší 2. studii) a věk zde není rozhodující. Již primárně operované pacienty je velmi důležité sledovat i proto, že se věk revizních TEP snižuje a „hrozí“ tak opakovaná revize, a s tím spojené i další komplikace (Kurtz et al., 2009). Stevens, Hoekstra, Wagenmakers, Bulstra a van den Akker-Scheek (2009) zmiňují ve své studii také více pohybových limitů pacientů v rámci ADL u pacientů po revizní TEP. Naopak Boonstra, Schreurs a Verdonschot (2011) v porovnání primárně a revizně operovaných nenašli rozdíly v kinematice kolene a kyčle a v rychlosti

provedení sledovaného pohybu. Šlo však „pouze“ o jednu aktivitu, a to vstávání ze sedu. Zřejmě jediná studie (Götze, Sippel, Rosenbaum, Hackenberg, & Steinbeck, 2003) se zabývala porovnáním úhlových parametrů chůze u revizních TEP, zde však porovnáním pouze s kontrolní skupinou. Proto jsme se snažili porovnat úhlové hodnoty kloubů dolních končetin a pánve mezi pacienty po revizní TEP kyčelního kloubu (v průměru 7,5 let po operaci), pacienty po primární TEP (v průměru 12 měsíců po operaci) a kontrolní skupinou zdravých jedinců.

***Obě dolní končetiny – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu (v sagitální rovině)***

Ve výsledcích naší studie byly pouze 2 parametry (celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu a pánve v sagitální rovině), u kterých jsme zjistili významné změny napříč všemi třemi skupinami a pro obě dolní končetiny. Neoperovaná dolní končetina u primárně operovaných měla v sagitální rovině nejnižší celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v porovnání s revizně operovanými, stejně tak s kontrolní skupinou zdravých jedinců (ti měli největší ROM). Operovaná dolní končetina měla nejnižší rozsah pohybu v kyčelním kloubu u revizně operovaných v porovnání s kontrolní skupinou (největší ROM). Primárně operovaní pak měli nižší rozsah pohybu než kontrolní skupina.

Porovnání primárně operovaných a kontrolní skupiny bylo komentováno výše, avšak nyní do tohoto porovnání přibyla skupina pacientů, kteří mají již druhou zkušenost s operací stejného kyčelního kloubu. Předpokládáme tak, že pooperační hojivý proces pro ně bude známý a zvládnou jej lépe, na druhou stranu může jejich pohybový aparát vykazovat známky většího opotřebení. Na neoperované dolní končetině v porovnání mezi skupinami se ukazuje, že primárně operovaní mají nejmenší rozsah pohybu v kyčli a revizně operovaní se v rozsahu pohybu výrazně přibližují zdravým jedincům. Roli v provedení chůze zde může hrát doba od operace. Naopak operovaný kyčelní kloub je nejméně pohyblivý u revizně operovaných, tedy zde může být důvodem omezení počet operací, a s tím spojený zvýšený nárok na hojení měkkých tkání. Každá další operace se totiž podepíše na fibrotizaci kloubního pouzdra a okolních tkání, stejně tak jako opakovaně porušené svalové úpony, které ztrácejí funkční svalovou tkáň na úkor jizvy. Jde tak o dva masivní zásahy na úrovni měkkých tkání, především svalů kyčelního kloubu, které zajišťují stabilizaci kyčelního kloubu i pánve. Jsou tak zodpovědné za koordinaci pletence dolní končetiny. Podobná zjištění nacházejí ve výzkumu i Götze et al. (2003), kteří udávají u revizně operovaných (v porovnání se zdravými jedinci) snížený

celkový rozsah pohybu kyčle v sagitální rovině, stejně jako sníženou extenzi v kyčli na konci stojné fáze chůze. Götze et al. (2003) navíc zjistili i zvýšenou svalovou aktivitu v oblasti kyčle, kterou interpretují jako zvýšenou „potřebu“ kyčle stabilizovat při současně prodloužené stojné fázi chůze.

### ***Obě dolní končetiny – celkový rozsah pohybu v oblasti pánve (v sagitální rovině)***

Největší rozsah pohybu v sagitální rovině v oblasti pánve byl nalezen pro neoperovanou i operovanou dolní končetinu u revizně operovaných v porovnání s primárně operovanými a také s kontrolní skupinou zdravých jedinců (u nich byl rozsah pohybu nejnižší). Nadměrný pohyb pánve v sagitální rovině se tedy jeví i u revizní TEP jako kompenzační mechanismus chůze při sníženém rozsahu pohybu v revidovaném kyčelním kloubu. Důležité je podotknout, že i když na tom nejsou oba kyčelní klouby co do rozsahu pohybu stejně (u revizně operovaných je na neoperované větší rozsah pohybu), kompenzace v oblasti pánve se týká samozřejmě obou stran, tedy i oboustranně dalších proximálně uložených segmentů těla. V porovnání s primárně operovanými se tak revizní TEP i v kontextu s pávní jeví jako klinicky horší.

Již zmíněný test „sit to stand task“ uvádějí Boonstra et al. (2011) u obou skupin pacientů jako srovnatelný. Tento test používají některé studie pro zhodnocení náklonu pánve u pacientů po primární TEP kyčelního kloubu (Kim et al., 2019). Sledují tím pooperační změnu náklonu pánve, který má výrazně pozitivní vliv na pohyblivost kyčelního kloubu. Autoři vysledovali, že pacienti mají předoperačně přidružené posturální změny (páteř, pánev, dolní končetiny), které se pooperačně výrazně mění právě s úpravou předozadního náklonu pánve. Původně flekční držení celého těla bez napřímění páteře, kyčlí a kolen (vše související s postavením pánve) se pooperačně upravilo. Se zvyšujícím se dorzálním klopením pánve dochází k napřimování páteře. Studie s pacienty před operací tak poukazují na důležitý vztah kyčle, pánve a páteře, který by se neměl opomíjet. To podporují i Taki, Mitsugi, Mochida, Akamatsu a Saito (2012), kteří navíc doplňují, že postura pacientů je v kyčli rigidní a pánev spolu s bederní páteří tuto rigiditu kompenzují. Pooperačně pak dochází k uvolňování této rigidity ve smyslu retroverze pánve, a to i několik let po operaci. Z flekčního, dalo by se říct i antalgického držení těla, se pak pacient napřimuje napříč všemi pohybovými segmenty. Zvýšená antevertze pánve u pacientů po revizi je tak nežádoucí.

### ***Operovaná dolní končetina – extenze kolene v konečném stoji***

Pro operovanou dolní končetinu byl napříč skupinami nalezen významný rozdíl v extenzi kolene ve fázi konečného stoje, kdy nejmenší rozsah pohybu byl u primárně operovaných v porovnání jak s revizně operovanými, tak s kontrolní skupinou (ti měli největší rozsah pohybu). Na neoperované dolní končetině nebyl v kolenním kloubu mezi sledovanými skupinami nalezen významný rozdíl. Stejná zjištění uvádějí i Götze et al. (2003), a to v porovnání revizně operovaných s kontrolní skupinou. Navíc zde autoři našli i sníženou dorzální flexi hlezna. Tato zjištění hodnotí jako funkční poruchy u pacientů po revizi TEP nebo jako sekundární poškození kolene i hlezna.

### ***Další rozdíly mezi skupinami – kolenní kloub (sagitální rovina)***

Na operované dolní končetině byly nalezeny ještě další rozdíly v oblasti kolene, avšak ne již mezi všemi skupinami. Flexe v kolenním kloubu ve fázi mezistoje byla významně vyšší u primárně operovaných v porovnání s revizními, což může znamenat lepší tlumení rázových sil u primárně operovaných pacientů. Mezi revizně operovanými a kontrolní skupinou byly nalezeny dva významné rozdíly, a to pro flexi kolene v počátečním švihu a celkový rozsah pohybu kolene v sagitální rovině. Ty měla skupina revizně operovaných výrazně nižší než zdraví jedinci. Je tedy zřejmé, že revizně operovaní nemají dobrý chůzový stereotyp. Bylo by možná prospěšné věnovat těmto pacientům větší pozornost a doporučit rehabilitaci nejenom z důvodu prevence komplikací TEP, ale i jako zlepšení pohybového standardu, a to nejenom v prvním roce, ať už po primární nebo revizní operaci. I po revizní TEP je proto dobré zvážit pravidelnou rehabilitaci pacientů (Howard & Levitsky, 2007). Rehabilitace může přispět jak ve zlepšení pohybového rozsahu operovaného kyčelního kloubu, stejně tak ve zlepšení trupové stabilizace nutné pro zamezení nadměrného pohybu pánve. To vše s nutnou integrací do chůzového stereotypu pacienta, ADL a případně i do jeho sportovních aktivit.

Primárně operovaní pacienti tak v porovnání mezi skupinami mají nejmenší pohyblivost neoperovaného kyčelního kloubu v sagitální rovině a nejnižší extenzi kolene v konečném stoji na operované dolní končetině. Alarmující to může být z toho důvodu, že ani v jednom z parametrů nejde o operovaný kyčelní kloub, který však jednoznačně ovlivňuje jak kloub sousední, tak kloub kontralaterální. Revizně operovaní pacienti v porovnání mezi skupinami mají nejmenší rozsah pohybu operovaného kyčelního

kloubu v sagitální rovině, stejně jako největší (patologicky nadměrný) rozsah pohybu pánve v sagitální rovině.

### **6.3 Vliv doby, která uplyne od jednostranné revizní náhrady kyčelního kloubu, na symetrii zatížení dolních končetin při chůzi (VO3)**

I když se počet revizí TEP kyčelního kloubu zvyšuje, tedy roste i poptávka po zhodnocení klinického stavu těchto pacientů, v literatuře lze nalézt minimum studií, které se zabývají symetrií zatížení dolních končetin u revizní TEP kyčelního kloubu. Stejně tak chybí v literatuře sledování parametrů zatížení kyčelního kloubu v dlouhodobém horizontu. Z hlediska efektivního zpracování dat a plošného použití u pacientů, kteří mají již po operaci, je možné využít parametry zatížení prostřednictvím reakční síly podložky. S tím souvisí i posouzení symetrie chůze, která je cílem například fyzioterapie u pacientů po TEP kyčelního kloubu. Sledované klinické výstupy u pacientů po revizní TEP (nejčastěji rychlost chůze a dotazníky běžných denních činností) často neposkytují informace, které se vztahují k pohybovým strategiím pacienta, a dají se využít k individuálnímu přístupu v rehabilitaci (Hodt-Billington, Vervaat, Moe-Nilssen, Helbostad, & Rognsvåg, 2011). Právě pojem „symetrie chůze“ (v literatuře „gait symmetry“) je v mnoha studiích používán v kontextu indexu symetrie, který porovnává různé parametry dolních končetin při chůzi. Sledovali jsme proto korelaci mezi symetrií zatížení dolních končetin (jak silových, tak časových parametrů) a dobou od reoperace kyčelního kloubu.

#### ***Symetrizace zatížení ve fázi postupného zatěžování***

V naší studii jsme našli dvě významné korelace mezi dobou, která uplyne od reoperace a symetrií zatížení dolních končetin u pacientů po revizní TEP kyčelního kloubu. Obě tyto korelace se týkají vertikální síly ve fázi postupného zatěžování. Kladná hodnota indexu symetrie (větší zatížení na neoperované dolní končetině) pro maximum vertikální síly (parametr  $F_3$ ) se s dobou od reoperace postupně snižovala až k nule. To lze hodnotit jako postupnou symetrizaci zátěže. U pacientů to v praxi často znamená postupné zvykání si na plnou zátěž reoperované dolní končetiny, která má za sebou již druhou velmi náročnou operaci nosného kloubu. Symetrii mezi končetinami nesledovala zřejmě žádná studie u pacientů po revizní TEP. U pacientů po výměně kyčelního kloubu se asymetrie v zatížení dá předpokládat nejenom u revizně, ale i u primárně operovaných



pacientů. Martínez-Ramírez et al. (2013) zjistili ve stejném silovém parametru jako naše studie pooperačně asymetrické zatížení mezi končetinami (6-8 měsíců u pacientů po primární TEP), kdy byla větší zátěž na neoperované dolní končetině. Stejná zjištění uvádí i McCrory, White a Lifeso (2001; 10,5 měsíců po operaci, u primárně operovaných) a Queen et al. (2013; 1 rok po operaci, u primárně operovaných). Tyto dvě studie sice nesledovaly přímo index symetrie, avšak přítomnost asymetrie zatížení mezi končetinami lze z jejich závěrů vyvodit (menší maximum vertikální síly na operované dolní končetině). Delší časový odstup od operace, který jsme sledovali v naší studii, v literatuře chybí.

Výsledky naší studie jsou tak v souladu s dostupnými publikacemi (v prvních letech po operaci je větší zátěž na neoperované dolní končetině), avšak nikoliv u téže skupiny pacientů. Pooperační asymetrie, která je u pacientů v naší studii po revizní TEP kyčelního kloubu přítomná, se po více než 10 letech upravuje. Těžko říct, zda je pro symetrizaci zátěže opravdu potřeba tak dlouhá doba od operace, nebo zda se nejedná o postupné přetěžování neoperované dolní končetiny, její probíhající strukturální poškození (rychlejší progresse vzniku OA) a z toho vzniklou nocicepci, spojenou se změnou zatížení dolních končetin (Beaulieu et al., 2010; Foucher & Wimmer, 2012; Kanzaki et al., 2008).

### ***Asymetrie doby k dosažení postupného zatížení***

Co se týče doby dosažení maxima vertikální složky reakční síly podložky ( $t_6$ ), index symetrie měl nejprve zápornou hodnotu (delší čas k dosažení  $F_3$  na reoperované dolní končetině), která se postupně přibližovala nule a stoupala až do kladných hodnot. V klinickém obrazu to znamená pomalejší (opatrnější) nárůst zatížení reoperované dolní končetiny, který se během let mění. Na reoperované dolní končetině postupem času dochází k rychlejšímu nárůstu zatížení a na neoperované se pak doba nárůstu zatížení prodlužuje. I když se Götze et al. (2003) nevěnovali přímo indexu symetrie, u pacientů po revizní TEP uvádějí na operované dolní končetině prodlouženou stojnou fázi chůze, podobně jako McCrory et al. (2001). Ti zjistili také pomalejší nástup vertikálního zatížení současně s již zmíněným menším maximem vertikální síly na operované dolní končetině v porovnání s neoperovanou dolní končetinou (u primárně operovaných pacientů v průměru po 10,5 měsících od operace). Další studie sledující symetrii časově prostorových parametrů a zatížení dolních končetin u primární TEP shodně našly předoperační asymetrii a pooperační zlepšení symetrie chůze mezi končetinami v jednooporové fázi po operaci. Lugade et al. (2010) uvádějí zlepšení symetrie 16 týdnů

po operaci (kdy byly hodnoty srovnatelné s kontrolní skupinou), Hodt-Billington et al. (2011) po 6 i 12 měsících od primární TEP a Martínez-Ramírez et al. (2013) po 6 až 8 měsících.

I když je asymetrie chůze do určité míry fyziologická, v časovém intervalu kroku je rytmicita velmi důležitá a klinicky lépe rozpoznatelná než asymetrie v zatížení. Z těchto studií vyplývá, že asymetrie doby stejné fáze chůze operované dolní končetiny v porovnání s neoperovanou existuje jak předoperačně, tak pooperačně, vždy s delším časovým intervalem na operované dolní končetině. Svalový timing takto koordinačně náročné chůze (ať už předoperačně nebo pooperačně) je u těchto pacientů jednoznačně horší. Naše výsledky ukazují, že se mění posturální zajištění dolní končetiny při stejné fázi chůze i po delším období od operace. S kvalitou stereotypu chůze pacienta je tak možné pracovat i několik let po operaci díky neustále fungující neuroplasticitě centrálního nervového systému. To opět zdůrazňuje potřebu zvýšit pozornost v oblasti rehabilitace pacientů i po revizi TEP (Howard & Levitsky, 2007), kterou Queen et al. (2013) doporučuje absolvovat spíše jako kontinuální a dlouhodobou supervizi terapeutů, než prozatím převládající cvičení na doma (Hodt-Billington et al., 2011).

Vzhledem k tomu, že jsme několik let po operaci nesledovali tutéž experimentální skupinu, výsledky nelze použít plošně. Sledování homogenní skupiny by však bylo extrémně náročné. Využití rehabilitačních postupů, a v rámci toho i mezioborové spolupráce lékař – fyzioterapeut, by mohlo být adekvátním řešením potenciálního snížení pooperačních komplikací, ke kterým je skupina pacientů po revizi náchylnější (Stevens et al., 2009). Pozornost by se těmto pacientům měla věnovat, jak v oblasti zatížení, tak v oblasti timingu chůze, aby případná asymetrie chůze nepodporovala vznik pooperačních komplikací. Index symetrie mezi dolními končetinami tak může být užitečným prostředkem k získání informací o provedení chůze pacientů po primární i revizní TEP kyčelního kloubu.

## **6.4 Limity práce**

Tato disertační práce má své limity. Nebylo sice možné je v průběhu výzkumu z různých důvodů odstranit, avšak pro případné navazující výzkumy je dobré je zmínit. Jedním z nich je skutečnost, že měření neprováděla pouze jedna osoba a označení anatomických bodů pro reflexní markery nemuselo být vždy totožné. Důvodem bylo dlouhodobé (3,5 roku) a náročné měření (bylo změřeno významně více pacientů

i v rámci jiných výzkumů). Všechny měřicí osoby byly však pečlivě zaškoleny jednou osobou.

Dalším limitem práce je absence některých částí kineziologického rozboru (většinou prováděného fyzioterapeutem), jako je vyšetření aktivních i pasivních kloubních rozsahů pohybů goniometrem (jak kyčelního, tak kolenního kloubu) nebo měření funkční či anatomické délky dolní končetiny. To vše mohlo posloužit jako doplňující informace k měřeným parametrům, kdy se sledovaly úhlové proměnné v kloubech dolních končetin a pánve.

Bylo by také klinicky zajímavé sledovat (měřit) pacienty v častějších pooperačních horizontech (i 3 a 6 měsíců po operaci), stejně jako některé zahraniční studie (Aminian et al., 1999; Hodt-Bilington et al., 2011; Wesseling, Meyer, Corten, Desloovere, & Jonkers, 2018). Objednání pacientů po primární TEP však vždy korespondovalo s jejich kontrolním vyšetřením u ortopeda (3, 6 a 12 měsíců po operaci), což neabsolvovali všichni pacienti. Z těchto důvodů například „návratnost“ změřených pacientů klesla po 1 roce z 35 (předoperačně změřených) na 19 pacientů. Tento počet pacientů je však se zahraničními studiemi srovnatelný.

Pro úplný přehled úhlových parametrů na dolních končetinách u pacientů po TEP kyčelního kloubu nejsou uvedena data pro analýzu pohybu v hlezenním kloubu. Důvodem byl zvolený model PlugInGait, který není dostačující pro přesné vyhodnocení úhlových parametrů v hleznu.

U skupiny revizně operovaných bylo pro druhou výzkumnou otázku (porovnání primárně a revizně operovaných pacientů) limitem široké rozpětí doby od reoperace. Vytvoření homogenní skupiny pacientů po revizní TEP, a to ideálně bez dalších obtíží a druhostranných kloubních náhrad, v přibližně stejné době od reoperace a na jednom pracovišti, je však velmi náročné.

## 7 Závěry

Pomocí biomechanické analýzy chůze jsme v první studii, u pacientů před primární náhradou kyčelního kloubu (v porovnání se zdravými jedinci), zjistili snížený celkový rozsah pohybu v kyčelním a kolenním kloubu v sagitální rovině a naopak zvýšený celkový rozsah pohybu pánve v sagitální i transverzální rovině. Vlivem operace došlo u těchto pacientů ke snížení celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině a ke snížení maxima anteverze pánve (ve fázi konečného stoje). Jeden rok po operaci jsme dále našli zvýšený celkový rozsah pohybu kyčle i kolene v sagitální rovině, stejně jako zvýšené maximum extenze kyčelního kloubu (v konečném stoji). Pooperačně se také významně snížila bolest (VAS) a běžné denní činnosti se v obou sledovaných škálách (HHS, WOMAC) významně zlepšily. Jeden rok po operaci pak přetrvávala asymetrie rotace pánve.

Ve druhé studii jsme u revizně operovaných pacientů (v porovnání s primárně operovanými a kontrolní skupinou) zjistili u operovaného kyčelního kloubu v sagitální rovině nejmenší rozsah pohybu (největší rozsah pohybu byl u kontrolní skupiny). Naopak v oblasti pánve jsme u revizně operovaných v sagitální rovině našli největší rozsah pohybu (u kontrolní skupiny byl rozsah pohybu nejnižší).

Ve třetí studii jsme našli větší maximum vertikální reakční síly na neoperované dolní končetině, které se s dobou od reoperace postupně snižovalo (index symetrie se přibližoval nule). Zjistili jsme také, že doba, která je nutná k dosažení tohoto maxima vertikální síly, byla nejprve delší na reoperované dolní končetině, avšak v průběhu let se rozdíl mezi končetinami zmenšoval, až následně byl tento parametr delší na neoperované dolní končetině.

### ***Přínos pro praxi***

Dle výsledků 1. studie je zřejmé, že k primární TEP kyčelního kloubu přicházejí pacienti s významným pohybovým deficitem kloubů dolních končetin a pánve během chůze. Zjistili jsme, že se u těchto pacientů pánev projevuje jako pohybový segment, který doplňuje chybějící rozsah pohybu kyčelního kloubu nutný pro dynamiku chůze, a to nejenom před operací. Po operaci naopak došlo ke snížení rozsahu pohybu v oblasti pánve, a to zřejmě z důvodu zlepšení pohyblivosti kyčelního kloubu, a to především

zvýšené extenze kyčelního kloubu. Ta se i z pohledu studií jeví jako „parametr hodnocení zotavení kyčelního kloubu po operaci“. V klinické praxi se rozsahu pohybu do extenze často při vyšetření i terapii nevěnuje tolik pozornosti a parametrem „zotavení“ je spíše zhodnocení rozsahu pohybu do flexe kyčelního kloubu. Zajímavostí je dále zjištění, že u pacientů jeden rok po TEP kyčelního kloubu asymetrie v rotaci pánve zřejmě není důsledkem operace, ale přetrvávajícím pohybovým vzorem, který se náhradou kyčle a následnou rehabilitací a reedukací pohybu neupravil. V porovnání se zdravými jedinci tak i jeden rok po operaci přetrvává pohybový deficit, který může být reálným rizikem vzniku rychlejšího opotřebení nejenom operované kyčle, ale i nepostižených nosných kloubů obou dolních končetin. Jeden rok po operaci je tedy stále nutná supervize terapeuta (fyzioterapeuta či ergoterapeuta). Je otázkou, jak moc zjištěné pohybové deficity přetrvávají do dalších let a zda je možné je standardní rehabilitační intervencí snížit nebo jejich progresi zastavit.

Výsledky druhé i třetí studie potvrzují nejenom důležitost sledování úhlových proměnných i parametrů zatížení u revizně operovaných pacientů, ale také potřebu zvýšit pozornost v oblasti rehabilitace u těchto pacientů. Nadměrný pohyb pánve v sagitální rovině se jeví i u revizní TEP jako kompenzační mechanismus chůze při sníženém rozsahu pohybu v revidovaném kyčelním kloubu. Oba tyto parametry se u revizně operovaných jeví jako klinicky nejhorší (v porovnání s primárně operovanými a zdravými jedinci). U skupiny pacientů po revizní TEP nalézáme také postupnou symetrizaci zatížení v průběhu let, ale i „opatrnější“ nárůst zatížení reoperované dolní končetiny. Využití rehabilitačních postupů, a v rámci toho i mezioborové spolupráce lékař – fyzioterapeut/ergoterapeut, by mohlo být adekvátním řešením potenciálního snížení pooperačních komplikací, ke kterým je skupina pacientů po revizi náchylnější (ať už v rámci změněného rozsahu pohybu či asymetrie zatížení dolních končetin).

## 8 Souhrn

Biomechanická analýza chůze může přiblížit vliv osteoartrózy a následné výměny nosného kyčelního kloubu na různé charakteristiky chůze. Díky biomechanickým metodám jsme tak schopni rozpoznat nefyziologické provedení chůze, při kterém dochází k řetězení patologických pohybových stereotypů a přetěžování, často primárně nepostížených, struktur pohybového systému u pacientů před i po TEP kyčelního kloubu. Hlavním cílem práce bylo proto určit vliv TEP kyčelního kloubu na biomechaniku dolních končetin při chůzi.

Tato práce byla rozdělena na tři dílčí studie, kde bylo do první studie zařazeno 19 pacientů (11 žen a 8 mužů: věk  $62,0 \pm 14,0$  let, výška  $167,7 \pm 8,4$  cm, hmotnost  $77,6 \pm 10,2$  kg) indikovaných k primární TEP kyčelního kloubu (sledování byli 1 den před operací a  $12,8 \pm 1,2$  měsíce po operaci), a kontrolní skupina zdravých jedinců (11 žen a 8 mužů: věk  $59,3 \pm 7,5$  let, výška  $170,0 \pm 8,3$  cm, hmotnost  $82,7 \pm 19$  kg). Do druhé studie bylo, kromě obou již zmíněných skupin, zařazeno 18 pacientů (9 žen, 9 mužů: věk  $59,5 \pm 8,0$  let, výška  $167,4 \pm 8,9$  cm, hmotnost  $77,2 \pm 18,1$  kg) po revizní TEP (v průměru  $7,4 \pm 4,4$  let). Do třetí studie bylo zařazeno 23 pacientů (12 mužů, 11 žen: věk  $59,5 \pm 7,5$  let, výška  $168,2 \pm 9,5$  cm, hmotnost  $79,2 \pm 16,9$  kg, průměrná pooperační doba byla  $7,5 \pm 4,4$  let). Úhlové a časoprostorové parametry chůze byly sledovány 3D kinematickou analýzou (Vicon MX), zatížení dolní končetiny bylo hodnoceno pomocí silových plošin (Kistler 9286AA).

Pomocí biomechanické analýzy chůze jsme v první studii, u pacientů před primární náhradou kyčelního kloubu (v porovnání se zdravými jedinci), zjistili snížený celkový rozsah pohybu v kyčelním a kolenním kloubu v sagitální rovině a naopak zvýšený celkový rozsah pohybu pánve v sagitální i transverzální rovině. Vlivem operace došlo u těchto pacientů ke snížení celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině a ke snížení maxima antevertze pánve (ve fázi konečného stoje). Jeden rok po operaci jsme dále našli zvýšený celkový rozsah pohybu kyčle i kolene v sagitální rovině, stejně jako zvýšené maximum extenze kyčelního kloubu (v konečném stoji). Pooperačně se také významně snížila bolest (VAS) a běžné denní činnosti se v obou sledovaných škálách (HHS, WOMAC) významně zlepšily. Jeden rok po operaci pak přetrvávala asymetrie rotace pánve.

Ve druhé studii jsme u revizně operovaných pacientů (v porovnání s primárně operovanými a kontrolní skupinou) zjistili u operovaného kyčelního kloubu v sagitální rovině nejmenší rozsah pohybu (největší rozsah pohybu byl u kontrolní skupiny). Naopak v oblasti pánve jsme u revizně operovaných v sagitální rovině našli největší rozsah pohybu (u kontrolní skupiny byl rozsah pohybu nejnižší). Ve třetí studii jsme našli větší maximum vertikální reakční síly na neoperované dolní končetině, které se s dobou od reoperace postupně snižovalo (index symetrie se přibližoval nule). Zjistili jsme také, že doba, která je nutná k dosažení tohoto maxima vertikální síly, byla nejprve delší na reoperované dolní končetině, avšak v průběhu let se rozdíl mezi končetinami zmenšoval, až následně byl tento parametr delší na neoperované dolní končetině.

Využití rehabilitačních postupů, a v rámci toho i mezioborové spolupráce lékař – fyzioterapeut/ergoterapeut, by mohlo být adekvátním řešením potenciálního snížení pooperačních komplikací, jak u pacientů po primární, tak i revizní TEP kyčelního kloubu.

## 9 Summary

The biomechanical gait analysis may give an idea of the effect of osteoarthritis and the subsequent replacement of the bearing hip joint on various gait characteristics. Thanks to biomechanical methods, it is possible to distinguish abnormal gait patterns where pathological stereotypic movements get chained and the primarily unaffected structures of the locomotor system in pre- and post-operative THR patients are overstrained. The principal objective of the thesis was to determine how THR could affect the biomechanics of lower limbs during walking.

The thesis was divided into three partial studies. The first study comprised 19 patients (11 women and 8 men: age  $62.0 \pm 14.0$  years; height  $167.7 \pm 8.4$  cm; weight  $77.6 \pm 10.2$  kg) indicated for primary THR (and monitored for 1 day prior to the surgery and  $12.8 \pm 1.2$  months after the surgery) and a control group of healthy individuals (11 women and 8 men: age  $59.3 \pm 7.5$  years; height  $170.0 \pm 8.3$  cm; weight  $82.7 \pm 19$  kg). The second study comprised, alongside the two groups already mentioned, 18 post-revision THR patients (9 women and 9 men: age  $59.5 \pm 8.0$  years; height  $167.4 \pm 8.9$  cm; weight  $77.2 \pm 18.1$  kg; average post-operative period  $7.4 \pm 4.4$  years). The third study comprised 23 patients (12 men and 11 women: age  $59.5 \pm 7.5$  years; height  $168.2 \pm 9.5$  cm; weight  $79.2 \pm 16.9$  kg; average post-operative period  $7.5 \pm 4.4$  years). The angular and spatiotemporal parameters of the gait were monitored by means of 3D kinematic analysis (Vicon MX), while weight-bearing of a lower limb was assessed by means of force plates (Kistler 9286AA).

Thanks to the biomechanical gait analysis, the first study revealed reduced hip and knee movements in the sagittal plane and, conversely, an increased overall pelvic movement in sagittal and transverse planes in pre-operative primary hip replacement patients (compared to healthy individuals). The surgery reduced these patients' overall pelvic movement in the sagittal plane and decreased the maximum pelvic anteversion (in the terminal stance phase). One year after the surgery, we also found an increased overall range of hip and knee motions in the sagittal plane, as well as an increased maximum hip extension (in the terminal stance phase). The pain considerably lessened (VAS), and the common daily activities in both monitored scores (HHS and WOMAC) significantly improved, after the surgery. One year after the surgery, the asymmetry of pelvic rotation persisted.



The second study revealed the least range of motion of the operated hip joint in the sagittal plane (the greatest range of motion could be seen in the checking group) in the post-revision patients (compared to post-primary patients and the control group). Conversely, in the pelvic area, the greatest range of motion could be seen in post-revision patients in the sagittal plane (the least range of motion was discovered in the control group). The third study revealed a greater maximum of vertical ground reaction force on the non-operated lower limb, which came to decrease over the post- re-operative period (symmetry index close to zero). It was also discovered that the period necessary to achieve such maximum vertical force was longer in the re-operated lower limb first but, over the years, the difference between the extremities got smaller until this parameter was longer in the non-operated lower limb.

The use of rehabilitation procedures and, within them, interdisciplinary cooperation between physician – physiotherapist/occupational therapist could be an adequate solution to a potential reduction of post-operative complications in post-primary and revision THR patients.

## 10 Referenční seznam

- Adelani, M. A., Crook, K., Barrack, R. L., Maloney, W. J., & Clohisy, J. C. (2014). What is the prognosis of revision total hip arthroplasty in patients 55 years and younger? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 472(5), 1518-1525. doi: 10.1007/s11999-013-3377-9
- Alghadir, A. H., Anwer, S., Iqbal, A., & Iqbal, Z. A. (2018). Test-retest reliability, validity, and minimum detectable change of visual analog, numerical rating, and verbal rating scales for measurement of osteoarthritic knee pain. *Journal of Pain Research*, 11, 851-856. doi: 10.2147/JPR.S158847
- Altman, R. D., & Gold, G. E. (2007). Atlas of individual radiographic features in osteoarthritis, revised 1. *Osteoarthritis and Cartilage*, 15(1), 1-56. doi: 10.1016/j.joca.2006.11.009
- Aminian, K., Rezakhanlou, K., De Andres, E., Fritsch, C., Leyvraz, P. -F., & Robert, P. (1999). Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Medical*, 37(6), 686-691. doi:10.1007/bf02513368
- Anonymous, 2009. Younger patients undergo hip and knee replacement surgery. *Nursing Management*, 16(1), 5. doi: 10.7748/nm.16.1.5.s6
- Anonymous, 2020. WOMAC Osteoarthritis Index. *Physiopedia*. Retrieved from [https://www.physio-pedia.com/index.php?title=WOMAC\\_Osteoarthritis\\_Index&oldid=229489](https://www.physio-pedia.com/index.php?title=WOMAC_Osteoarthritis_Index&oldid=229489).
- Asay, J. L., Boyer, K. A., & Andriacchi, T. P. (2013). Repeatability of gait analysis for measuring knee osteoarthritis pain in patients with severe chronic pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(7), 1007-1012. doi: 10.1002/jor.22228
- Baker, M., Moreside, J., Wong, I., & Rutherford, D. J. (2016) Passive hip movement measurements related to dynamic motion during gait in hip osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 34(10), 1790-1797. doi: 10.1002/jor.23198
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.

- Beaulieu, M. L., Lamontagne, M., & Beaulé, P. E. (2010). Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait*, 32(2), 269-273. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.007
- Bennett, D., Humphreys, L., O'Brien, S., Kelly, C., Orr, J. F., & Beverland, D. E. (2008). Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – a large scale, long-term follow-up study. *Gait*, 28(2), 194-200. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.010
- Berliner, J. L., Brodke, D. J., Chan, V., Soohoo, N. F., & Bozic, K. J. (2016). John Charnley Award: Preoperative patient-reported outcome measures predict clinically meaningful improvement in function after THA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 474(2), 321-329. doi: 10.1007/s11999-015-4350-6
- Bhargava, P., Shrivastava, P., & Nagariya, S. P. (2007). Assessment of changes in gait parameters and vertical ground reaction forces after total hip arthroplasty. *Indian Journal of Orthopaedics*, 41(2), 158-162. doi: 10.4103/0019-5413.32050
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Boonstra, M. C. Schreurs, W., & Verdonschot, N. (2011). The sit-to-stand movement: differences in performance between patients after primary total hip arthroplasty and revision total hip arthroplasty with acetabular bone impaction grafting. *Physical Therapy*, 91(4), 547-554. doi: 10.2522/ptj.20090376
- Boyer, K. A., Beaupre, G. S., & Andriacchi, T. P. (2008). Gender differences exist in the hip joint moments of healthy older walkers. *Journal of Biomechanics*, 41(16), 3360-3365. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.09.030
- Bravi, M., Gallotta, E., Morrone, M., Maselli, M., Santacaterina, F., Toglia, R., ... Miccinilli, S. (2020). Concurrent validity and inter trial reliability of a single inertial measurement unit for spatial-temporal gait parameter analysis in patients with recent total hip or total knee arthroplasty. *Gait & Posture*, 76, 175-181. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.12.014
- Bruening, D. A., Frimenko, R. E., Goodyear, C. D., Bowden, D. R., & Fullenkamp, A. M. (2015). Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait & Posture*, 41(2): 540-545. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.12.011
- Buker, N., Eraslan, U., Kitis, A., Kiter, A. E., Akkaya, S., & Sutcu, G. (2019). Is quality of life related to risk of falling, fear of falling, and functional status in patients with

- hip arthroplasty? *Physiotherapy Research International*, 24(3). doi: 10.1002/pri.1772
- Caplan, N., Stewart, S., Kashyap, S., Banaszkiwicz, P., St Clair Gibson, A., Kader, D., & Ewen, A. (2012). The effect of total hip and hip resurfacing arthroplasty on vertical ground reaction force and impulse symmetry during a sit-to-stand task. *Clinical Biomechanics*, 29(10), 1164-1169. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.09.008
- Constantinou, M., Loureiro, A., Carty, Ch., Mills, P., & Barrett, R. (2017). Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait*, 53, 162-167. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.01.017
- Čihák R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- Demierre, M., Castelao, E., & Piot-Ziegler, Ch. (2011). The long and painful path towards arthroplasty: a qualitative study. *Journal of Health Psychology*, 16(4), 549-560. doi: 10.1177/1359105310385365
- de Lima, F., Fernandes, D. A., Melo, G., de M. Roesler, C. R., de S. Neves, F., & Neto, F. R. (2019). Effects of total hip arthroplasty for primary hip osteoarthritis on postural balance: a systematic review. *Gait & Posture*, 73, 52-64. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.07.124
- Dungl, P. (2013). *Problematika degenerativních onemocnění kyčelního a kolenního kloubu, podíl osteoporózy na těchto onemocněních – III. díl*. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Dungl, P. et al. (2014). *Ortopedie* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Dvořák, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12 (1), 12-17.
- Dylevský, I. (2000). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Eitzen, I., Fernandes, L., Nordsletten, L., & Risberg, M. A. (2012). Sagittal plane gait characteristics in hip osteoarthritis patients with mild to moderate symptoms compared to healthy controls: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 258-270. doi: 10.1186/1471-2474-13-258

- 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.024.
- Foucher, K. C., & Freels, S. (2015). Preoperative factors associated with postoperative gait kinematics and kinetics after total hip arthroplasty. *Osteoarthritis and Cartilage*, *23*(10), 1685-1694. doi:10.1016/j.joca.2015.05.005
- Foucher, K. C., Hurwitz, D. E., & Wimmer, M. A. (2007). Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of Biomechanics*, *40*(15), 3432-3437. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.020
- Foucher, K. C., & Wimmer, M. A. (2012). Contralateral hip and knee gait biomechanics are unchanged by total hip replacement for unilateral hip osteoarthritis. *Gait & Posture*, *35*(1), 61-65. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.006
- Furlong, L.-A. M., & Harrison, A. J. (2014). Assessment of lower limb asymmetry: differences during isometric and stretch-shortening cycle tasks. In K. Sato & W. Sand (eds), *Scientific Proceedings of the 32nd International Conference on Biomechanics*. Ireland: University of Limerick. Retrieved from <http://hdl.handle.net/10344/3914>
- Gallo, J., Lostak, J., & Langova K. (2013). Long-term survival of the uncemented Balgrist total hip replacement cup. *International Orthopaedics*, *37*(8), 1449-1456. doi: 10.1007/s00264-013-1946-x
- Götze, C., Sippel, C., Rosenbaum, D., Hackenberg, L., & Steinbeck, J. (2003). Objective measures of gait following revision hip arthroplasty. First medium-term results 2.6 years after surgery. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, *141*(2), 201-208. doi: 10.1055/s-2003-38663
- Hamill, J., & McNiven, S. L. (1990). Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Human Movement Science*, *9*(2), 117-131. doi: 10.1016/0167-9457(90)90023-7
- Harato, K., Yagi, M., Fujita, N., Kobayashi, S., Ohya, A., Kaneda, K., ... Matsumoto, M. (2019). Effect of body mass index on surgical times of lumbar laminoplasty and

- lower limb arthroplasties. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20, 416. doi: 10.1186/s12891-019-2788-5
- Heiberg, K. E., Ekeland, A., Bruun-Olsen, V., & Mengshoel, A. M. (2013). Recovery and prediction of physical functioning outcomes during the first year after total hip arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(7), 1352-1359. doi:10.1016/j.apmr.2013.01.017
- Hodt-Billington, C., Vervaat, W., Moe-Nilssen, R., Helbostad, J. L., & Rognsvåg, T. (2011). Changes in gait symmetry, gait velocity and self-reported function following total hip replacement. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43(9), 787-793. doi: 10.2340/16501977-0849
- Hofstede, S. N., Gademan, M. G., & Nelissen, R. G. (2016). Preoperative predictors for outcomes after total hip replacement in patients with osteoarthritis: a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17, 212. doi: 10.1186/s12891-016-1070-3
- Holnapy, G., Illyés, Á., & Kiss R. M. (2013). Impact of the method of exposure in total hip arthroplasty on the variability of gait in the first 6 months of the postoperative period. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 966-976.
- Howard, P. D., & Levitsky, B. (2007). Manual therapy intervention for a patient with a total hip arthroplasty revision. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 37(12), 763-768. doi: 10.2519/jospt.2007.2437
- Hurkmans, H. L., Bussmann, J. B., Benda, E., Verhaar, J. A., & Stam, H. J. (2012). Effectiveness of audio feedback for partial weight-bearing in and outside the hospital: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(4), 565-570, doi:10.1016/j.apmr.2011.11.019
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C., & Heiderscheit, B. C. (2008). Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics*, 23(10), 1260-1268. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.07.011
- Illyés, A., Bejek, Z., Paróczai, R., & Kiss, M. (2006). Three dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Facta Universitatis - Series: Physical Education and Sport*, 4(1), 2-34. Retrieved from: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=dda61205-7051-4355-b539-cff314771ecb%40pdc-v-sessmgr02>

- Ismailidis, P., Nüesch, C., Kaufmann, M., Clauss, M., Pagenstert, G., Eckardt, A., ... Mündermann, A. (2020). Measuring gait kinematics in patients with severe hip osteoarthritis using wearable sensors. *Gait*, 81, 49-55. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.07.004
- Janda, V. (1987). *Vyšetřovací metody hybného systému*. Praha: Avicenum.
- Jandová, S. (2018). Dynamometrická deskripce aktuální míry funkční asymetrie chůze po operativní léčbě fraktury patní kosti. *Česká Kinantropologie*, 22(1), 26-34. Retrieved from: <http://www.jvsystem.net/app34/download/Ceska-Kinatropologie-2018-01.pdf>
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, ... Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kamimura, A., Sakakima, H., Miyazaki, M., Sakasegawa, M., Ijiri, K., Sunahara, N., & Matsuda, T. (2013). Pelvic inclination angle and hip abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(2), 215-219. doi: 10.1589/jpts.25.215
- Kanzaki, H., Nankaku, M., Kawanabe, K., & Nakamura, T. (2008). The recovery of the walking ability of patients at early stages after total hip arthroplasty from the perspective of the displacement of the center of gravity. *Journal of Physical Therapy Science*, 20(4), 225-232. doi: 10.1589/jpts.20.225
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints: Volume Two, Lower Limb* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 16, 494. doi: 10.1136/ard.16.4.494
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Croce, U. D. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *American Journal of Physical Medicine*, 77(1), 2-7. doi: 10.1097/00002060-199801000-00002
- Kim, Y., Pour, A. E., & Lazennec, J. Y. (2020). How do global sagittal alignment and posture change after total hip arthroplasty? *International Orthopaedics*, 44(2), 267-273. doi: 10.1007/s00264-019-04363-5
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3-17.

- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Koudela, K. et al. (2004). *Ortopedie*. Praha: Karolinum.
- Kubát, R. (1985). *Ortopedie* (2nd ed.). Praha: Avicenum.
- Kubonova, E., Svoboda, Z., Janura, M., Gallo, J., & Duskova, S. (2016). Lower limb loading during gait in patients long period after total hip arthroplasty. *BioMed Research International*, 2016. doi: 10.1155/2016/7538236
- Kučera, T., Soukup, T., Krs, O., Urban, K., & Sponer, P. (2012). Bone healing capacity in patients undergoing total hip arthroplasty. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Cechoslovaca*, 79(1), 52-58. Retrieved from <http://www.achot.cz/detail.php?stat=516>
- Kurtz, S. M., Lau, E., Ong, K., Zhao, K., Kelly, M., & Bozic, K. J. (2009). Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467, 2606-2612. doi: 10.1007/s11999-009-0834-6
- Lamontagne, M., Beaulieu, M. L., Varin, D., & Beaulé, P. E. (2009). Gait and motion analysis of the lower extremity after total hip arthroplasty: what the orthopedic surgeon should know. *Orthopedic Clinics of North America*, 40(3), 397-405. doi: 10.1016/j.ocl.2009.02.001
- Laroche, D., Duval, A., Morisset, C., Beis, J.-N., d'Athis, P., Maillefert, J.-F., & Ornetti, P. (2011). Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(2), 194-199. doi: 10.1016/j.joca.2010.10.024
- Larsen, Ch., & Miescher, B. (2018). *Spiraldynamik – bez bolesti v pohybu*. Olomouc: Poznání.
- Leigh, R. J., Osis, S. T., & Ferber, R. (2016). Kinematic gait patterns and their relationship to pain in mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 34, 12-17 doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.12.010
- 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*, 30(3), 296-302. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.016
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's Gait Analysis* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.



- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika.
- Li, J., Redmond, A. C., Jin, Z., Fisher, J., Stone, M. H., & Stewart, T. D. (2014). Hip contact forces in asymptomatic total hip replacement patients differ from normal healthy individuals: Implications for preclinical testing. *Clinical Biomechanics*, 29(7), 747-751. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.06.005
- Longworth, J. A., Chlosta, S., & Foucher, K. C. (2018). Inter-joint coordination of kinematics and kinetics before and after total hip arthroplasty compared to asymptomatic subjects. *Journal of Biomechanics*, 72, 180-186. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.03.015
- Loureiro, A., Constantinou, M., Diamond, L. E., Beck, B., & Barrett, R. (2018). Individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis have lower limb muscle strength and volume deficits. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 19, 303. doi: 10.1186/s12891-018-2230-4
- Loureiro, A., Mills, P. M., & Barrett, R. S. (2013). Muscle weakness in hip osteoarthritis: a systematic review. *Arthritis Care*, 65(3), 340-52. doi: 10.1002/acr.21806
- Loverro, K. L., Hasselquist, L., & Lewis, C. L. (2019). Females and males use different hip and knee mechanics in response to symmetric military-relevant loads. *Journal of Biomechanics*, 95, 1-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.024
- Löfvendahl, S., Bizjajeva, S., Ranstam, J., & Lidgren, L. (2011). Indications for hip and knee replacement in Sweden. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 17(2), 251-260. doi: 10.1111/j.1365-2753.2010.01430.x
- Lugade, V., Wu, A., Jewett, B., Collis, D., & Chou L.-S. (2010). Gait asymmetry following an anterior and anterolateral approach to total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 675-680. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.05.003
- Madsen, M. S., Ritter, M. A., Morris, H. H., Meding, J. B., Berend, M. E., Faris, P. M., & Vardaxis, V. G. (2004). The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(1), 44-50. doi:10.1016/S0736-0266(03)00151-7
- Machado-Payer, R., Latorre-Román, P. Á., Jerez-Mayorga, D., Chiroso, L. J., & Ábalos-Medina, G. (2020). Muscle quality index as a predictor of hip osteoarthritis. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 36(1), 50-54. doi: 10.1097/TGR.0000000000000254

- Martínez-Ramírez, A., Weenk, D., Lecumberri, P., Verdonschot, N., Pakvis, D., & Veltink, P. H. (2013). Pre-operative ambulatory measurement of asymmetric lower limb loading during walking in total hip arthroplasty patients. *Journal of NeuroEngineering*, *10*(1), 1-10. doi: 10.1186/1743-0003-10-41
- Mazzoli, D., Giannotti, E., Longhi, M., Prati, P., Masiero, S., & Merlo, A. (2017). Age explains limited hip extension recovery at one year from total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, *48*, 35-41. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.07.003
- McCrary, J. L., White, S. C., & Lifeso, R. M. (2001). Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait & Posture*, *14*(2), 104-109. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00140-0
- Meester, S. B., Wagenmakers, R., & Stevens, M. (2018). Sport advice given by Dutch orthopaedic surgeons to patients after a total hip arthroplasty or total knee arthroplasty. *Plos One*, *13*(8). doi: 10.1371/journal.pone.0202494
- Mont, M. A., Seyler, T. M., Ragland, P. S., Starr, R., Erhart, J., & Bhave, A. (2007). Original article: Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, *22*(1), 100-108. doi: 10.1016/j.arth.2006.03.010
- Morton, J., Eftekhary, N., Schwarzkopf, R., & Vigdorchik, J. M. (2018). The spinopelvic relationship made simple: What every hip surgeon needs to know to prevent instability in high-risk patients undergoing total hip arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty*, *29*(4), 274-281. doi: 10.1053/j.sart.2019.05.001
- Moya-Angeler, J., Vaquero, J., & Forriol, F. (2017). Evaluation of lower limb kinetics during gait, sprint and hop tests before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, *18*(2), 177-184. doi: 10.1007/s10195-017-0456-9
- Nagai, K., Ikutomo, H., Yamada, M., Tsuboyama, T., & Masuhara, K. (2014). Fear of falling during activities of daily living after total hip arthroplasty in Japanese women: a cross-sectional study. *Physiotherapy*, *100*(4), 325-333. doi: 10.1016/j.physio.2013.10.006
- Nankaku, M., Nishimura, J., Fujita, Y., Kawai, H., Kakinoki, R., Tsuboyama, T., ... Nakamura, T. (2011). Factors associated with the recovery of walking ability

- following total hip arthroplasty. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(5), 733-735. doi:10.1589/jpts.23.733
- Nantel, J., Termoz, N., Ganapathi, M., Vendittoli, P.-A., Lavigne, M., & Prince, F. (2009). Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty with large diameter femoral head and surface replacement arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(9), 1607-1612. doi: 10.1016/j.apmr.2009.01.033.
- O'connor, J. D., Rutherford, M., Bennett, D., Hill, J. C., Beverland, D. E., Dunne, N. J., & Lennon, A. B. (2018). Long-term hip loading in unilateral total hip replacement patients is no different between limbs or compared to healthy controls at similar walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 80, 8-15. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.07.033
- Ochi, H., Baba, T., Homma, Y., Matsumoto, M., Kaneko, K., & Nojiri, H. (2016). Importance of the spinopelvic factors on the pelvic inclination from standing to sitting before total hip arthroplasty. *European Spine Journal*, 25(11), 3699-3706. doi: 10.1007/s00586-015-4217-2
- Olejárová, M., Šléglová, O., Dušek, L., Vencovský, J., & Pavelka, K. (2005). Hodnocení funkčního postižení u pacientů s gonartrózou – validizace české verze dotazníku WOMAC. *Česká revmatologie*, 13(2), 47-53. Retrieved from: [http://www.revmatologickaspolecnost.cz/dokumenty/Hodnoceni\\_WOMAC.pdf](http://www.revmatologickaspolecnost.cz/dokumenty/Hodnoceni_WOMAC.pdf)
- Ornetti, P., Laroche, D., Morisset, C., Beis, J. N., Tavernier, Ch., & Maillefert, J.-F. (2011). Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking. *Journal of Back*, 24(4), 201-208. doi: 10.3233/BMR-2011-0295
- Pacifico, D., Visscher, R., List, R., Item-Glatthorn, J. F., Casartelli, N. C., & Maffiuletti, N. A. (2020). Discriminant validity and reproducibility of spatiotemporal and kinetic parameters during treadmill walking in patients with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, 80, 77-79. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.04.002
- Palieri, G., Vetrano, M., Mangone, M., Cereti, M., Bemporad, J., Roselli, G., ... Ferretti, A. (2011). Surgical access and damage extent after total hip arthroplasty influence early gait pattern and guide rehabilitation treatment. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 47(1), 9-17. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20935607/>

- Pavelka, K. (2012). Doporučení České reumatologické společnosti pro léčbu osteoartrózy kolenních, kyčelních a ručních kloubů. *Česká revmatologie*, 20(3), 138-157. Retrieved from [https://www.revmatologicka-spolecnost.cz/resources/dokumenty/Doporuceni\\_pro\\_lecbu\\_osteoartrózy.pdf](https://www.revmatologicka-spolecnost.cz/resources/dokumenty/Doporuceni_pro_lecbu_osteoartrózy.pdf)
- Pethe-Kania, K., Opara, J. A., Kania, D., Kidoń, Z., & Łukaszewicz, T. (2017). The follow-up posturography in rehabilitation after total hip arthroplasty. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19(1), 97-104. doi: 10.5277/ABB-00525-2015-03
- Perron, M., Malouin, F., Moffet, H., & McFadyen, B. J. (2000). Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 15(7), 504-515. doi: 10.1016/S0268-0033(00)00002-4
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK.
- Petersen, M. K., Søballe, K., Andersen, N. T., Mogensen, P., & Voight, M. (2011). Gait analysis after total hip replacement with hip resurfacing implant or Mallory-head Exeter prosthesis: A randomised controlled trial. *International Orthopaedic*, 35(5), 667 – 674. doi:10.1007/s00264-010-1040-6
- Phinyomark, A., Osis, S. T., Hettinga, B. A., Kobsar, D., & Ferber, R. (2016). Gender differences in gait kinematics for patients with knee osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17, 157. doi: 10.1186/s12891-016-1013-z
- Pinto, R. F., Birmingham, T. B., Leitch, K. M., Atkinson, H. F., Jones, I. C., & Giffin, J. R. (2020). Reliability and validity of knee angles and moments in patients with osteoarthritis using a treadmill-based gait analysis system. *Gait & Posture*, 80, 155-161. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.05.005
- Queen, R. M., Appleton, J. S., Butler, R. J., Newman, E. T., Kelley, S. S., Attarian, D. E., & Bolognesi, M. P. (2013). Total hip arthroplasty surgical approach does not alter postoperative gait mechanics one year after surgery. *Journal of Arthroplasty*, 28(9), 1639-1643. doi: 10.1016/j.pmrj.2013.09.006
- Rasch, A., Dalén, N., & Berg, H. E. (2010). Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthopaedica*, 81(2), 183-188. doi: 10.3109/17453671003793204

- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, *12*(1), 34-45. doi: 10.1016/S0966-6362(00)00070-9
- Segal, G., Bar-ziv, Y., Velkes, S., Benkovich, V., Stanger, G., Debbi, E. M., ... Elbaz A. (2013). A non-invasive biomechanical device and treatment for patients following total hip arthroplasty: results of a 6-month pilot investigation. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *8*(13). doi:10.1186/1749-799X-8-13
- Shrier, I. (2004). Muscle dysfunction versus wear and tear as a cause of exercise related osteoarthritis: an epidemiological update. *British Journal of Sports Medicine*, *38*(5), 526-527. doi: 10.1136/bjism.2003.011262
- Singer, S. P., Dammerer, D., Krismer, M., & Liebensteiner, M. C. (2018). Maximum lifetime body mass index is the appropriate predictor of knee and hip osteoarthritis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, *138*(1), 99-103. doi: 10.1007/s00402-017-2825-5
- Slaven, E. J. (2012). Prediction of functional outcome at six months following total hip arthroplasty. *Physical Therapy*, *92*(11), 1386-1394. doi: 10.2522/ptj.20110484
- Small, S. R., Berend, M. E., Howard, L. A., Tunc, D., Buckley, Ch. A., & Ritter, M. A. (2012). Acetabular cup stiffness and implant orientation change acetabular loading pattern. *Journal of Arthroplasty*, *28*(2), 359-367. doi: 10.1016/j.arth.2012.05.026
- Söderman, P., & Malchau, H. (2001). Is the harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *384*, 189-197. doi: 10.1097/00003086-200103000-00022
- Stephens, A., Munir, S., Shah, S., & Walter, W. L. (2015). The kinematic relationship between sitting and standing posture and pelvic inclination and its significance to cup positioning in total hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, *39*(3), 383-388. doi: 10.1007/s00264-014-2491-y
- Stevens, M., Hoekstra, T., Wagenmakers, R., Bulstra, S. K., & van den Akker-Scheek, I. (2009). People who undergo revision arthroplasty report more limitations but no decrease in physical activity compared with primary total hip arthroplasty: an observational study. *Australian Journal of Physiotherapy*, *55*(3), 185-189. doi: 0.1016/S0004-9514(09)70079-0

- Stloukal, M. (1999). *Antropologie: Příručka pro studium kostry*. Praha: Národní muzeum.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém VICON MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.
- Svoboda, Z., Janura, M., Cabell, L., & Elfmark, M. (2012). Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees, *Prosthetics and Orthotics International*, 36(2), 225-230. doi: 10.1177/0309364612439572
- Szymańska, K., Domżański, M., & Stolarczyk, A. (2019). Differences in male and female lower extremity joint kinematics during walking. *Rehabilitacja Medyczna*, 23(3), 39-46. doi: 10.5604/01.3001.0013.3767
- Taki, N., Mitsugi, N., Mochida, Y., Akamatsu, Y., & Saito, T. (2012). Change in pelvic tilt angle 2 to 4 years after total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 27(6), 940-944. doi: 10.1016/j.arth.2011.10.003
- Tsai, T.-Y., Dimitriou, D., Li, J.-S., Woo Nam, K., Li G., & Kwon, Y.-M. (2015). Asymmetric hip kinematics during gait in patients with unilateral total hip arthroplasty: In vivo 3-dimensional motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(4), 555-559. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.01.021
- UNIFY ČR (2015). FYZIO/6 – Totální endoprotéza kyčelního kloubu: Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR. Retrieved from: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-6-rtf-8d5c8.pdf?redir>
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, MO: Mosby-Year Book, Inc.
- van den Akker-Scheek, I., Stevens, S., Bulstra, S. K., Groothoff, J. W., van Horn, J. R., & Zijlstra, W. (2007). Recovery of gait after short-stay total hip arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(3), 361-367. doi:10.1016/j.apmr.2006.11.026
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.

- Vogt, L., Brettmann, K., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2003). Walking patterns of hip arthroplasty patients: some observations on the medio-lateral excursions of the trunk. *Disability and Rehabilitation*, 25(7), 309-317. doi: 10.1080/0963828021000043752
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip*. Praha: Grada.
- Vrtovec, T., Janssen, M. M. A, Pernus, F., Castelein, R. M., & Viergever, M. A. (2012). Analysis of pelvic incidence from 3-dimensional images of a normal population. *Spine*, 37(8), 479-485. doi: 10.1097/BRS.0b013e31823770af
- Wesseling, M., Meyer, Ch., Corten, K., Desloovere, K., & Jonkers, I. (2018). Longitudinal joint loading in patients before and up to one year after unilateral total hip arthroplasty. *Gait & Posture*, 61, 117-124. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.002
- Whittle, M. M. (1996). *Gait Analysis: an Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Zacharias, A., English, D. J., Green, R. A., Pizzari, T., Semciw, A. I., & Kapakoulakis, T. (2019). Comparison of gluteus medius and minimus activity during gait in people with hip osteoarthritis and matched controls. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(5), 696-705. doi: 10.1111/sms.13379

## 11 Seznam příloh

Příloha 1	Souhlasy etické komise .....	105
Příloha 2	Tabulky k dílčí studii 1 .....	107
Příloha 3	Tabulka k dílčí studii 2 .....	110



# 12 Přílohy

## Příloha 1 Souhlasy etické komise



Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
OLOMOUC

### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 6. 1. 2015 byl projekt výzkumné práce

autora **prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr.**

s názvem

**Hodnocení posturální stability jako základního faktoru pro prevenci pádů**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 1 / 2015

dne: 15. 1. 2015.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**

s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně

razítko fakulty



Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
OLOMOUC

#### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 2. 1. 2017 byl projekt výzkumné práce

autora **Mgr. Elišky Kuboňové**

s názvem

**Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 4 / 2017

dne: 12. 1. 2017.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 2 Tabulky k dílčí studii 1

Tabulka 2

Základní charakteristiky (průměr±SD) pro operovanou a neoperovanou dolní končetinu a pro kontrolní skupinu

Úhlové parametry	Před operací		12 měsíců po operaci		Kontrolní
	Neoperovaná	Operovaná	Neoperovaná	Operovaná	
Flexe kolene (stojná fáze)	16,2±9,1	14,6±10,7	14,1±9,0	14,2±6,2	14,9±5,4
Extenze kolene (stojná fáze)	9,3±7,0	10,7±9,4	5,6±8,6	7,9±5,6	2,2±5,3
Flexe kolene (švihová fáze)	50,3±11,6	47,4±15,5	51,5±12,6	52,9±6,4	57,6±5,6
Extenze kolene (švihová fáze)	5,4±7,2	4,0±8,8	1,1±7,4	1,6±5,2	0,6±4,7
ROM kolene v sagitální rovině	45,6±10,8	43,5±10,5	51,0±10,5	51,5±6,2	57,9±5,9
Varozita kolene	9,4±12,8	9,5±12,4	11,9±13,4	13,4±11,1	5,1±7,0
Valgozita kolene	-9,2±9,9	-9,1±10,4	-7,0±13,7	-6,6±12,3	-11,2±11,1
ROM kolene ve frontální rovině	18,6±11,2	18,6±10,9	18,9±10,0	20,0±9,2	16,3±7,1
Zevní rotace kolene	4,9±15,8	9,4±20,2	3,2±14,4	3,8±9,8	5,9±12,0
Vnitřní rotace kolene	-16,6±16,5	-10,2±20,4	-18,1±14,1	-16,9±13,6	-17,0±10,4
ROM kolene v transverzální rovině	21,5±7,1	19,6±6,5	21,4±9,7	20,7±10,0	22,9±6,3
Flexe kyčle	39,8±12,3	33,8±11,9	34,9±10,3	33,9±9,3	33,2±6,6
Extenze kyčle	2,3±11,6	10,3±10,6	-1,5±11,0	-0,6±7,6	-10,4±7,7
ROM kyčle v sagitální rovině	37,4±8,9	23,5±8,5	36,4±6,3	34,5±6,3	43,6±3,8
Addukce kyčle	5,9±4,6	4,5±6,1	6,5±3,7	8,1±5,5	7,6±3,9
Abdukce kyčle	-2,8±5,2	-2,8±6,2	-4,0±4,2	-2,7±5,0	-4,7±3,3
ROM kyčle ve frontální rovině	8,7±1,9	7,2±2,9	10,5±3,2	10,8±4,0	12,3±3,7
Vnitřní rotace kyčle	2,8±23,2	5,0±25,6	9,2±26,3	6,8±23,2	0,5±15,6
Zevní rotace kyčle	-24,5±20,8	-23,8±28,8	-21,3±22,9	-21,3±20,5	-28,1±14,2
ROM kyčle v transverzální rovině	27,3±15,6	28,8±13,8	30,5±10,6	28,0±9,9	28,6±6,1
Anteverze pánve	20,2±6,8	20,1±6,9	15,5±6,9	15,5±6,9	11,0±6,1
Retroverze pánve	13,7±7,5	13,5±7,5	11,2±6,8	11,2±3,9	7,9±5,8
ROM pánve v sagitální rovině	6,5±3,2	6,5±3,3	4,3±1,6	4,3±1,5	3,1±1,0
Elevace pánve	3,2±3,4	2,9±3,6	2,1±2,7	5,1±3,4	3,7±2,2
Pokles pánve	-2,6±3,5	-3,1±3,1	-5,2±3,6	-2,1±2,8	-3,8±2,3
ROM pánve ve frontální rovině	5,9±2,6	6,0±2,5	7,3±4,4	7,2±4,1	7,5±3,1
Rotace pánve vpřed	5,9±6,3	7,6±4,5	7,5±3,5	7,5±3,5	5,2±2,8
Rotace pánve vzad	-7,2±4,9	-5,3±6,3	-4,4±6,2	-4,4±6,2	-4,8±2,6
ROM pánve v transverzální rovině	13,1±3,9	13,0±4,4	11,9±5,9	11,9±5,9	9,9±3,6

Časoprostorové parametry	Před operací		12 měsíců po operaci		Kontrolní
	Neoperovaná	Operovaná	Neoperovaná	Operovaná	
Kadence	87,30±12,7	86,72±12,5	95,68±12,3	96,58±11,9	108,51±11,3
Doba dvojí opory	0,42±0,12	0,42±0,11	0,31±0,11	0,27±0,12	0,26±0,07
Délka kroku	0,48±0,10	0,46±0,14	0,54±0,08	0,56±0,09	0,65±0,06
Doba kroku	0,70±0,11	0,71±0,10	0,64±0,09	0,62±0,08	0,56±0,06
Rychlost	0,71±0,20	0,67±0,26	0,81±0,16	0,77±0,14	1,19±0,17

Tabulka 3

*Párové porovnání úhlových parametrů (výsledky Mixed method ANOVA) operované a neoperované dolní končetiny se zdravými jedinci*

Úhlové parametry	Porovnání	Neoperovaná		Operovaná	
		Průměrný rozdíl	p	Průměrný rozdíl	p
Extenze kolene (stojná fáze)	Před x Kontrolní	7,088	0,001	8,513	0,001
	Před x Po	3,719	0,092	2,761	0,203
	Po x Kontrolní	3,369	0,780	5,752	0,003
Flexe kolene (švihová fáze)	Před x Kontrolní	-7,261	0,007	-10,145	0,001
	Před x Po	-1,193	0,696	-5,459	0,073
	Po x Kontrolní	-6,068	0,024	-4,685	0,075
Extenze kolene (švihová fáze)	Před x Kontrolní	4,771	0,007	3,393	0,051
	Před x Po	4,265	0,034	2,455	0,218
	Po x Kontrolní	0,506	0,768	0,938	0,585
ROM kolene v sagitální rovině	Před x Kontrol	-12,251	0,001	-14,364	0,001
	Před x Po	-5,403	0,057	-7,964	0,001
	Po x Kontrol	-6,848	0,006	-6,400	0,003
Flexe kyčle	Před x Kontrolní	6,584	0,010	0,661	0,791
	Před x Po	4,836	0,111	-0,057	0,984
	Po x Kontrolní	1,748	0,503	0,718	0,773
Extenze kyčle	Před x Kontrolní	12,772	0,001	20,741	0,001
	Před x Po	3,800	0,229	10,915	0,001
	Po x Kontrolní	-8,972	0,001	9,826	0,001
ROM kyčle v sagitální rovině	Před x Kontrolní	-6,188	0,001	-20,080	0,001
	Před x Po	1,036	0,600	-10,971	0,001
	Po x Kontrolní	-7,224	0,001	-9,108	0,001
Addukce kyčle	Před x Kontrolní	-1,741	0,131	-3,150	0,027
	Před x Po	-0,621	0,639	-3,620	0,028
	Po x Kontrolní	-1,121	0,329	0,469	0,738
ROM kyčle ve frontální rovině	Před x Kontrolní	-3,669	0,001	-5,089	0,001
	Před x Po	-1,823	0,084	-3,608	0,003
	Po x Kontrolní	-1,846	0,440	-1,481	0,147
Anteverze pánve	Před x Kontrolní	9,188	0,001	9,058	0,001
	Před x Po	4,730	0,027	4,608	0,032
	Po x Kontrolní	-4,458	0,017	4,450	0,017
Retroverze pánve	Před x Kontrolní	5,751	0,002	5,631	0,003
	Před x Po	2,476	0,246	2,342	0,273
	Po x Kontrolní	3,275	0,078	3,288	0,078
ROM pánve v sagitální rovině	Před x Kontrolní	3,438	0,001	3,427	0,001
	Před x Po	2,255	0,001	2,266	0,001
	Po x Kontrolní	1,183	0,031	1,161	0,034
Elevace pánve	Před x Kontrolní	-0,473	0,532	-0,837	0,309
	Před x Po	1,164	0,185	-2,280	0,018
	Po x Kontrolní	-1,637	0,033	1,443	0,082
Pokles pánve	Před x Kontrolní	1,150	0,176	0,686	0,358
	Před x Po	2,556	0,010	-1,029	0,233
	Po x Kontrolní	-1,406	0,099	1,715	0,024
Rotace pánve vpřed	Před x Kontrolní	0,764	0,560	2,486	0,013
	Před x Po	1,255	0,407	0,142	0,900
	Po x Kontrolní	-0,491	0,707	2,344	0,019
Rotace pánve vzad	Před x Kontrolní	-2,399	0,016	-0,535	0,692
	Před x Po	0,007	0,995	-0,962	0,537
	Po x Kontrolní	-2,406	0,016	0,427	0,751

<b>ROM pánve v transverzální rovině</b>	Před x Kontrolní	3,162	<b>0,008</b>	3,021	<b>0,019</b>
	Před x Po	1,248	0,352	1,104	0,449
	Po x Kontrolní	1,915	0,101	1,916	0,131

*Poznámka:* Před – před operací, Po – 12 měsíců po operaci, p – hodnota pravděpodobnosti.

Tabulka 4

*Párové porovnání časoprostorových parametrů (výsledky Mixed method ANOVA) operované a neoperované dolní končetiny se zdravými jedinci*

Časoprostorové parametry	Porovnání	Neoperovaná		Operovaná	
		Průměrný rozdíl	P	Průměrný rozdíl	P
<b>Kadence</b>	Před x Kontrolní	-21,211	<b>0,001</b>	-21,785	<b>0,001</b>
	Před x Po	-8,385	<b>0,036</b>	-9,857	<b>0,013</b>
	Po x Kontrolní	-12,826	<b>0,001</b>	-11,928	<b>0,001</b>
<b>Doba dvojí opory</b>	Před x Kontrolní	0,162	<b>0,001</b>	0,160	<b>0,001</b>
	Před x Po	0,114	<b>0,001</b>	0,149	<b>0,001</b>
	Po x Kontrolní	0,047	0,087	0,011	0,688
<b>Délka kroku</b>	Před x Kontrolní	-0,168	<b>0,001</b>	-0,189	<b>0,001</b>
	Před x Po	-0,060	<b>0,025</b>	-0,098	<b>0,005</b>
	Po x Kontrolní	-0,108	<b>0,001</b>	-0,091	<b>0,004</b>
<b>Doba kroku</b>	Před x Kontrolní	0,143	<b>0,001</b>	0,152	<b>0,001</b>
	Před x Po	0,067	<b>0,017</b>	0,087	<b>0,001</b>
	Po x Kontrolní	0,077	<b>0,002</b>	0,065	<b>0,005</b>
<b>Rychlost</b>	Před x Kontrolní	-0,480	<b>0,001</b>	-0,520	<b>0,001</b>
	Před x Po	-0,100	0,108	-0,099	0,198
	Po x Kontrolní	-0,379	<b>0,001</b>	-0,421	<b>0,001</b>

*Poznámka:* Před – před operací, Po – 12 měsíců po operaci, p – hodnota pravděpodobnosti.

Příloha 3 Tabulka k dílčí studii 2

Tabulka 5

Úhlové hodnoty v kloubech dolních končetin a pánve (průměr±SD) u primárně a revizně operovaných pacientů a u kontrolní skupiny pro operovanou a neoperovanou dolní končetinu

Úhlové parametry	Neoperovaná			Operovaná			p					
	Primární (1)	Revizní (2)	Kontrolní (3)	Primární (1)	Revizní (2)	Kontrolní (3)	Neoperovaná			Operovaná		
							1x2	1x3	2x3	1x2	1x3	2x3
Flexe kolene (stojná fáze)	14,1±9,0	16,0±5,6	15,1±6,3	14,2±6,2	9,8±5,1	14,7±4,7	0,373	0,997	0,998	0,035	1,000	0,171
Extenze kolene (stojná fáze)	5,6±8,6	4,8±4,7	2,7±5,4	7,9±5,6	4,0±5,3	1,6±5,4	0,644	0,700	0,935	0,049	0,020	0,859
Flexe kolene (švihová fáze)	51,5±12,6	56,7±7,7	57,0±6,3	52,9±6,4	49,4±11,2	58,1±5,0	0,103	0,361	1,000	0,225	0,429	0,036
Extenze kolene (švihová fáze)	1,1±7,4	3,3±4,7	0,8±4,5	1,6±5,2	4,1±8,3	0,5±4,9	0,353	1,000	0,883	0,202	0,992	0,442
ROM kolene v sagitální rovině	51,0±10,5	54,3±6,2	57,0±6,6	51,5±6,2	48,9±10,0	58,7±5,2	0,219	0,173	0,887	0,320	0,054	0,004
Flexe kyčle	34,9±10,3	35,5±8,7	32,6±6,1	33,9±9,3	29,9±5,5	33,7±7,1	0,826	0,949	0,882	0,137	1,000	0,696
Extenze kyčle	-1,5±11,0	-6,3±8,0	-10,8±7,7	-0,6±7,6	-1,6±10,0	-10,0±8,0	0,101	0,020	0,618	0,735	0,019	0,054
ROM kyčle v sagitální rovině	36,4±6,3	41,7±3,4	43,4±4,0	34,5±6,3	31,4±7,5	43,7±3,8	0,003	0,002	0,932	0,090	0,000	0,000
Anteverze pánve	15,5±6,9	14,7±5,5	10,9±6,1	15,5±6,9	14,3±5,6	11,2±6,2	0,701	0,222	0,438	0,565	0,295	0,661
Retroverze pánve	11,2±6,8	9,1±4,8	7,8±5,9	11,2±6,9	8,9±4,8	8,0±5,9	0,284	0,501	0,986	0,240	0,572	0,998
ROM pánve v sagitální rovině	4,3±1,6	5,6±2,4	3,1±1,0	4,3±1,5	5,4±2,4	3,1±1,0	0,023	0,256	0,001	0,051	0,356	0,003
Elevace pánve	2,1±2,7	2,2±2,4	3,3±2,5	5,1±3,4	3,2±2,4	4,1±1,9	0,913	0,151	0,190	0,028	0,226	0,304
Pokles pánve	-5,2±3,6	-3,3±2,2	-4,3±2,0	-2,1±2,8	-2,3±2,4	-3,3±2,5	0,033	0,305	0,253	0,830	0,167	0,250
ROM pánve ve frontální rovině	7,3±4,4	5,4±2,0	7,6±3,3	7,2±4,1	5,5±1,9	7,4±3,1	0,100	0,761	0,053	0,125	0,870	0,091

Poznámka: p – hodnota pravděpodobnosti.