

Vliv primární a revizní totální endoprotézy kyčelního kloubu na kinematiku chůze

Effect of Primary and Revision Total Hip Arthroplasty on Gait Kinematics

M. JANURA¹, E. ZAHUTOVÁ^{1,2}, J. GALLO³, Z. SVOBODA¹, L. HONZÍKOVÁ²

¹ Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

² Ústav rehabilitace, Lékařská fakulta, Ostravská univerzita, Ostrava

³ Ortopedická klinika, Lékařská fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakultní nemocnice Olomouc

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The number of patients with total hip arthroplasty (THA) has been growing. In addition to traumatic indication, the patients manifest abnormalities in kinematics and kinetics of gait preoperatively. The aim of the study was to assess kinematics of the pelvis and lower limbs during walking in patients with unilateral primary and revision THA.

MATERIAL AND METHODS

A total of 18 patients (10 females, 8 males) with primary THA (pTHA) as well as 18 patients (9 males, 9 females) with revision THA (rTHA) participated in the study. The control group (CON) comprised 19 healthy subjects (11 females, 8 males). Kinematic data were collected using the optoelectronic motion system Vicon MX. Kinematic parameters were obtained by means of 16 reflective markers placed on the patient's body in correspondence with the Plug-in Gait model. All the patients also underwent a clinical examination (evaluation of the surgery result, patient's satisfaction assessment, Harris score evaluation) and a specific X-ray evaluation of both hips.

RESULTS

The analysis brought the following results:

- non-operated limb (NL) in pTHA vs. rTHA: significantly smaller total range of motion (ROM) in the hip joint (36.4° vs 41.7°) in the sagittal plane,
- operated limb (OL) in pTHA vs. rTHA: significantly greater values of maximum knee flexion (14.2° vs. 9.8°) and extension (7.9° vs. 4.0°),
- NL in pTHA vs. CON: significantly smaller ROM in the knee (51.0° vs. 57.9°) and hip (36.4° vs. 43.6°) joints in the sagittal plane,
- OL in pTHA vs. CON: significantly smaller knee flexion (52.9° vs. 57.6°), hip extension (-0.6° vs. -10.4°), and the total ROM in the knee (51.5° vs. 57.9°) and hip (34.5° vs. 43.6°) joints in the sagittal plane,
- NL in rTHA vs. CON: significantly greater pelvis ROM in both the sagittal (5.6° vs. 3.1°) and transverse (12.1° vs. 9.9°) planes,
- OL in rTHA vs. CON: significantly smaller total ROM in the knee (48.9° vs. 57.9°) and hip (31.4° vs. 43.6°) joints in the sagittal plane.

DISCUSSION

After THA surgery, various gait pathologies as well as compensatory mechanisms can develop and chain; therefore, a complex approach to physical therapy in THA patients is needed. The number of significant differences found in kinematic parameters between pTHA and rTHA was low a year after the surgery. Compared to CON, both the THA groups exhibited similar mechanisms causing worsening their gait dynamics.

CONCLUSIONS

Gait in both the THA groups was characterized by a decreased ROM in the knee and hip joints in the sagittal plane, compensated by increased pelvic anteversion. Approximately one year after THA surgery, the NL is still noticeably dominant in gait. The changes in lower limb mechanics after revision THA persist even after a considerable time since the surgery.

Key words: primary total hip arthroplasty, revision total hip arthroplasty, gait, range of motion, pelvic kinematics, biomechanics.

ÚVOD

Mechanika, která je typická pro zdravý kloub, souvisí s průměrnou zátěží kloubu ve správném osovém nastavení a s udržováním plného rozsahu pohybu v kloubu. S procesem stárnutí souvisí změny v neuromotorice, zhoršuje se výkonnost, přibývá zřetěžených poruch v pohybovém aparátu. Kromě toho s věkem narůstá incidence i prevalence osteoartrózy váhonosných kloubů,

kteří významně ovlivňují denní pohybové stereotypy, včetně provedení chůze (17). Při pokročilém stupni koxartrózy (i gonartrózy) je dnes stále jedinou spolehlivou a účinnou léčebnou metodou implantace kloubní náhrady (dále pouze TEP). Ta by měla přinést úlevu od bolesti, udržení funkce, a to po dostatečně dlouhou dobu. Předpokládá se přitom, že dojde k „úpravě“ kinematiky

chůze a sníží se význam sdružených poruch (zejména na úrovni pánve a lumbálního úseku páteře).

V případě TEP kyčle je dostatečně doložená spolehlivost při dosahování hlavního cíle operace, tj. ústupu bolesti a zlepšení chůze (10). Méně jasné je souběžné ovlivnění mechaniky pánve, resp. lumbosakrálního úseku páteře. Implantace TEP kyčle může znamenat výrazný zásah do celkové postury pacienta, který se projeví také změnou v provedení chůze. K určení vlivu implantátu na mechaniku dolní části páteře, pánve a kyčle je možné využít biomechanickou analýzu pohybu (11, 18). Výsledky studií naznačují, že optimálního zatížení a pohyblivosti v kloubech dolních končetin je možné dosáhnout už jeden rok po operaci (1, 9, 15, 17). Autoři těchto studií se však neshodují na klinickém nálezu.

V dnešní době je primární TEP kyčle běžně indikována u širokého spektra pacientů včetně lidí do 50 let věku. S nárůstem počtu primární implantace se automaticky zvyšuje také počet reoperací. V období prvního roku od primární operace je nejčastější příčinou reoperace luxace, v období prvních 2–3 let od operace je to infekce kloubní náhrady. Teprve mnohem později se do popředí dostávají aseptické uvolnění a periprotetická osteolýza. Při reoperaci dochází obvykle k extenzivnímu a u vícenásobných reoperací i opakovanému poškození měkkých tkání, zejména svalů v oblasti reoperované kyčle. Tyto iatrogenně navozené změny mají vliv na provedení pohybových stereotypů, přítomnost bolesti, oslabení svalů, abnormální rozsah pohybu v kloubu apod. a vedou ke změnám (poruchám) krokového cyklu (4, 5). V této souvislosti nás zajímalo, jak se TEP kyčle projevuje na kinematice chůze dolních končetin a pánve a zda revizní TEP případné rozdíly v provedení chůze ještě zvýrazní. Cílem studie bylo porovnat kinematiku pánve a kloubů operované (ODK) a neoperované (NDK) dolní končetiny při chůzi u pacientů po jednostranné primární TEP a po revizní náhradě kyčelního kloubu.

MATERIÁL A METODIKA

Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořilo 18 pacientů Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci (10 žen, 8 mužů), u kterých uplynul zhruba jeden rok ($12,9 \pm 1,2$

měsíce) od primární TEP kyčelního kloubu a 18 pacientů (9 žen, 9 mužů), s průměrnou dobou $7,4 \pm 4,4$ let po revizní TEP kyčelního kloubu. Kontrolní skupina byla složená z 19 probandů (11 žen, 8 mužů), kteří neprodělali žádnou operaci pohybového aparátu včetně náhrady nosných kloubů a operace páteře, byli také bez vážných úrazů a bolesti. Hodnoty základních parametrů měřených skupin jsou uvedeny v tabulce 1.

Primární náhrada kyčle byla provedena z anterolaterálního Watson-Jonesova přístupu. Pacienti po primární TEP absolvovali standardní rehabilitační postup, kdy rehabilitace začala již první pooperační den a pokračovala po dobu 4–8 týdnů, s přihlédnutím k individuálním možnostem pacienta. Po dobu 6–8 týdnů používali pro chůzi podpažní berle, poté odlehčovali operovaný kloub pomocí francouzských holí, a to až do doby 12 týdnů po operaci. Následně postupně zatěžovali ODK do plné zátěže.

Indikace k reoperaci TEP kyčle byly následující: osteolýza kolem stabilní TEP kyčle (15x), aseptické uvolnění (2x) a bolesti kolem stabilní TEP kyčle (1x). Reoperace TEP kyčle byla provedena z transgluteálního přístupu. Pacienti po reoperaci TEP kyčle měli po operaci klid na lůžku v trvání 2–3 týdnů, poté následovala rehabilitace podobná jako u pacientů po primární operaci. Celková délka odlehčení trvala 3–4 měsíce. Odkládání berlí bylo individuální.

Kritéria pro zařazení do studie byla stabilní TEP kyčle na rentgenovém snímku předcházejícím vyšetření chůze, schopnost chůze bez kompenzační pomůcky, absence totální náhrady jiného kloubu na homolaterální nebo kontralaterální dolní končetině, absence operace páteře nebo dalších vážných strukturálních obtíží pohybového aparátu.

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Všichni účastníci studie podepsali informovaný souhlas s účastí na měření, se zpracováním dat a jejich anonymním uveřejněním. Všichni byli informováni o možnosti kdykoli z účasti na výzkumu odstoupit.

Přístrojové vybavení

K získání základních kinematických parametrů chůze byl využit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon

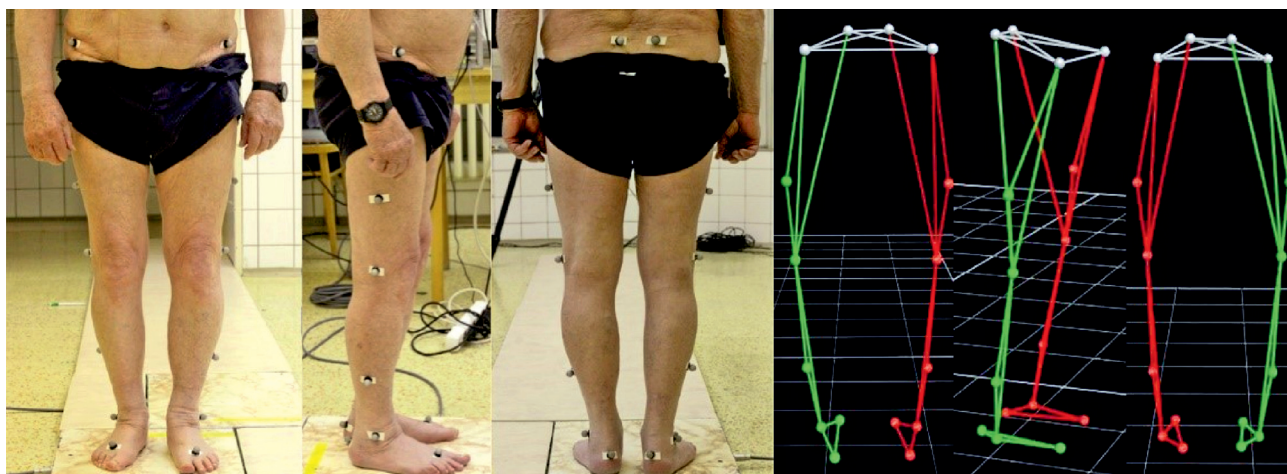
Tab. 1. Základní charakteristiky skupin (průměr \pm směrodatná odchylka)

Table 1. Demographic characteristics of the groups (mean \pm standard deviation)

	Primární TEP (n=18)	Revizní TEP (n=18)	Kontrolní
Věk (roky)	$63,0 \pm 13,6$	$59,5 \pm 8,0$	$59,3 \pm 7,5$
Hmotnost (kg)	$77,9 \pm 10,4$	$77,2 \pm 18,1$	$81,4 \pm 19,0$
Výška (cm)	$167,2 \pm 8,3$	$167,4 \pm 8,9$	$170,4 \pm 8,3$
Primární diagnóza	POA – 14x, SOA – 4x	POA – 4x, SOA – 14x	-
Typ fixace implantátu	NC – 10x, Hy – 3x, C – 5x	NC – 13x, Hy – 4x, C – 1x	-

Legenda: TEP – totální endoprotéza, POA – primární osteoartróza, SOA – sekundární osteoartróza (postdysplastická, poúrazová atd.), NC – necementovaná, Hy – hybridní, C – cementovaná.

Legend: TEP – total (hip) arthroplasty, POA – primary osteoarthritis, SOA – secondary osteoarthritis (postdysplastic, posttraumatic, etc.), NC – uncemented, Hy – hybrid, C – cemented.



Obr. 1. Umístění značek dle modelu Plug-in Gait.
Fig. 1. Marker placement for the Plug-in Gait model.

Motion Systems Ltd, Oxford, Velká Británie). Pohyb byl snímán pomocí sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz při plném rozlišení 1000 x 1000 pixelů), které zaznamenávaly odraz infračerveného záření od pasivních reflexních značek umístěných na předem definovaných místech těla pacienta. Kamery byly rozmístěny kolem chodníku o délce 10 metrů, ve kterém byly zabudovány dvě silové plošiny Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko). Záznam reakční síly z plošin sloužil pro určení jednotlivých fází krokového cyklu.

Postup měření

Měření probíhalo v laboratoři chůze Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci. Všichni měření jedinci byli ve spodním prádle a naboso. Před zahájením měření byly pacientům odebrány základní antropometrické hodnoty (tělesná výška, tělesná hmotnost, funkční délka dolních končetin, šířka kolen a šířka kotníků), které byly použity pro výpočet středů kloubů. K určení segmentů těla bylo pacientům na projekci vybraných anatomických bodů na dolních končetinách a na pánvi připevněno 16 pasivních reflexních značek podle modelu Plug-in Gait: *spina iliaca anterior superior*, *spina iliaca posterior superior*, laterální strana distální třetiny stehna, *epicondylus lateralis femoris*, laterální strana distální třetiny bérce, *malleolus lateralis*, *calcaneus*, hlavička druhého metatarzu (obr. 1). Následovalo několik cvičných pokusů chůze, zaměřených na správný kontakt nohy se silovou plošinou, bez ovlivnění délky kroku. Při vlastním měření bylo u každého jedince naměřeno 8–10 platných pokusů. V případě únavy měli probandi dostatek času na odpočinek mezi jednotlivými pokusy.

Klinické a rentgenové vyšetření

Všichni pacienti byli před zařazením do studie vyšetřeni klinicky a cíleným rtg vyšetřením obou kyčlí. Posouzení stability implantátu, resp. jeho uložení, jsme provedli podle dříve publikovaného postupu (6). Sou-

částí celkového klinického vyšetření bylo zhodnocení výsledku operace, určení spokojenosti pacienta a vyplnění Harrisova skóre.

Zpracování a vyhodnocení dat

Z naměřených dat bylo vyhodnoceno vždy 5 pokusů, kdy se každé chodidlo dotklo celou svou plochou silové plošiny, které byly v konečné fázi zpracování zprůměrovány. Kinematická data byla filtrována pomocí low pass Butterworth filtru čtvrtého řádu s frekvencí 6 Hz. Naměřená data byla zpracována v programu Vicon Nexus (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, Velká Británie) a exportována do programu Vicon Polygon. Data byla zpracována zvlášť pro NDK a ODK. Hodnoty u kontrolní skupiny byly vždy vypočítány jako průměrná hodnota z obou dolních končetin.

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu STATISTICA 13.0 (TIBCO Software, Palo Alto, CA, USA). Normalita rozložení dat byla hodnocena pomocí testu Kolmogorov-Smirnov. Pro zjištění rozdílů antropometrických a kinematických parametrů mezi skupinami (pacienti po primární a revizní náhradě kyčelního kloubu, kontrolní skupina) byl použit Mannův-Whitneyův test. Pro obě experimentální skupiny bylo porovnání provedeno zvlášť pro NDK a ODK. Pro porovnání hodnot na NDK a ODK jsme použili Wilcoxonův test. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako $\alpha = 0,05$.

VÝSLEDKY

Mezi základními antropometrickými charakteristikami jednotlivých skupin (tab. 1) jsme nenalezli významné rozdíly ($p > 0,05$).

Klinické a rentgenové vyšetření

Průměrné Harrisovo skóre bylo v době měření 90,3 bodů (85–100) u pacientů ze skupiny primárních náhrad a 88,4 bodů (78–98) v případě pacientů s revizní náhradou. Distribuce spokojenosti byla následující: úplná

Tab. 2. Úhlové hodnoty (průměr ± směrodatná odchylka) v kloubech dolních končetin a pánve pro NDK a ODK u primárně a re-
vizně operovaných pacientů a u kontrolní skupiny

Table 2. Angular parameters (mean ± standard deviation) in the lower limb and pelvic joints for non-operated and operated limbs
in patients after primary and revision surgery and in the control group

	Primární TEP		Revizní TEP		Kontrolní
	Neoperovaná	Operovaná	Neoperovaná	Operovaná	
ASmin1	-11,6 ± 11,39	-8,1 ± 6,32	-10,7 ± 7,24	-11,2 ± 7,39	-11,1 ± 7,53
ASmax1	11,9 ± 10,69	14,7 ± 5,38	10,4 ± 6,77	9,6 ± 8,61	11,2 ± 7,59
ASmin2	-20,7 ± 11,60	-17,3 ± 9,87	-19,9 ± 7,24	-18,7 ± 9,32	-21,6 ± 11,47
AS	33,2 ± 7,91	32,7 ± 8,21	30,5 ± 6,05	27,9 ± 6,24	32,9 ± 8,25
KSmax1	14,1 ± 8,96	14,2 ± 6,24	16,0 ± 5,61	9,8 ± 5,07	14,9 ± 5,46
KSmin1	5,6 ± 8,63	7,9 ± 5,60	4,8 ± 4,68	4,0 ± 5,30	2,2 ± 5,39
KSmax2	51,5 ± 12,63	52,9 ± 6,41	56,7 ± 7,67	49,4 ± 11,23	57,6 ± 5,63
KSmin2	1,1 ± 7,37	1,6 ± 5,23	3,3 ± 4,71	4,1 ± 8,32	0,6 ± 4,72
KS	51,0 ± 10,53	51,5 ± 6,24	54,3 ± 6,22	48,9 ± 9,97	57,9 ± 5,89
HSmax	34,9 ± 10,32	33,9 ± 9,32	35,5 ± 8,70	29,9 ± 5,54	33,2 ± 6,61
HSmin	-1,5 ± 11,00	-0,6 ± 7,61	-6,3 ± 8,03	-1,6 ± 10,03	-10,4 ± 7,83
HS	36,4 ± 6,34	34,5 ± 6,33	41,7 ± 3,42	31,4 ± 7,47	43,6 ± 3,88
HFmax	6,5 ± 3,68	8,1 ± 5,53	5,9 ± 4,24	6,5 ± 5,12	7,6 ± 3,91
HFmin	-4,0 ± 4,19	-2,7 ± 5,02	-4,4 ± 5,26	-3,9 ± 4,65	-4,7 ± 3,24
HF	10,5 ± 3,16	10,8 ± 4,01	10,3 ± 3,21	10,4 ± 3,73	12,3 ± 3,74
PSmax	15,5 ± 6,93	15,5 ± 6,89	14,7 ± 5,54	14,3 ± 5,61	11,0 ± 6,16
PSmin	11,2 ± 6,85	11,2 ± 6,92	9,1 ± 4,78	8,9 ± 4,80	7,9 ± 5,90
PS	4,3 ± 1,58	4,3 ± 1,46	5,6 ± 2,38	5,4 ± 2,39	3,1 ± 1,03
PFmax	2,1 ± 2,74	5,1 ± 3,36	2,2 ± 2,41	3,2 ± 2,42	3,7 ± 2,16
PFmin	-5,2 ± 3,63	-2,1 ± 2,82	-3,3 ± 2,20	-2,3 ± 2,39	-3,8 ± 2,26
PF	7,3 ± 4,40	7,2 ± 4,14	5,4 ± 2,00	5,5 ± 1,92	7,5 ± 3,19
PTmax	4,7 ± 5,66	7,5 ± 3,48	3,5 ± 5,77	8,7 ± 6,99	5,2 ± 2,79
PTmin	-7,2 ± 3,23	-4,4 ± 6,24	-8,6 ± 6,88	-3,3 ± 5,81	-4,8 ± 2,59
PT	11,9 ± 5,14	11,9 ± 5,94	12,1 ± 3,64	11,9 ± 3,63	9,9 ± 3,61

Legenda: TEP – totální endoprotéza, ASmin1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu zatěžování, ASmax1 – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu, ASmin2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze, AS – rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, KSmax1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, KSmin1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stoji, KSmax2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, KSmin2 – maximum extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze, KS – rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině, HSmax – maximum flexe v kyčelním kloubu, HSmin – maximum extenze v kyčelním kloubu, HS – rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině, HFmax – maximum addukce v kyčelním kloubu, HFmin – maximum abdukce v kyčelním kloubu, HF – rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině, PSmax – maximum antevertze pánve, PSmin – maximum retrovertze pánve, PS – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PFmax – maximum elevace pánve, PFmin – maximum deprese pánve, PF – rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PTmax – maximum vnitřní rotace pánve, PTmin – maximum zevní rotace pánve, PT – rozsah pohybu pánve v transversální rovině.

Legend: TEP – total (hip) arthroplasty, ASmin1 – maximum plantar flexion in the ankle joint at the loading response, ASmax1 – maximum dorsal flexion in the ankle joint, ASmin2 – maximum plantar flexion in the ankle joint during the final part of the stance phase, AS – range of motion in the ankle joint in the sagittal plane, KSmax1 – maximum flexion in the knee joint during the stance phase, KSmin1 – maximum extension in the knee joint at the terminal stance, KSmax2 – maximum flexion of the knee joint during the swing phase, KSmin2 – maximum extension in the knee joint at the terminal swing, KS – range of motion in the knee joint in the sagittal plane, HSmax – maximum flexion in the hip joint, HSmin – maximum extension in the hip joint, HS – range of motion in the hip joint in the sagittal plane, HFmax – maximum adduction in the hip joint, HFmin – maximum abduction in the hip joint, HF – range of motion in the hip joint in the frontal plane, PSmax – maximum pelvic anteversion, PSmin – maximum pelvic retroversion, PS – range of motion of the pelvis in the sagittal plane, PFmax – maximum pelvic elevation, PFmin – maximum pelvic depression, PF – range of motion of the pelvis in the frontal plane, PTmax – maximum pelvic internal rotation, PTmin – maximum pelvic external rotation, PT – range of motion of the pelvis in the transversal plane.

spokojenost (11 ve skupině primárních náhrad/8 ve skupině s reoperovanou kyčlí), spíše spokojený(á) (7/9), spíše nespokojený(á) (0/1) a nespokojený(á) (0/0). Opo-
ru při chůzi používalo v době měření 9 pacientů ze sku-

piny primárních náhrad a 4 pacienti ze skupiny revizních náhrad. Subjektivní odhad vzdálenosti, kterou pacient ujde během dne, byl 2,7 km (1–7) ve skupině primárních náhrad a 2,9 km (1–5) ve skupině reoperovaných pacien-

tů. U všech pacientů zařazených do studie bylo ověřeno radiologicky, že jejich implantát je stabilní a bez patologické deviace v uložení komponent. Heterotopické osifikace stupně Brooker III a IV byly patrné pouze u jednoho pacienta ze skupiny revizních náhrad. U jednoho pacienta ze skupiny reoperací byl patrný vyšší ořez polyethylenu spojený s decentrací hlavičky.

Kinematika chůze

Hodnoty úhlových parametrů v kloubech dolních končetin a na pánvi u sledovaných skupin jsou uvedeny v tabulce 2. Grafické znázornění průběhu pohybu v kolenním a kyčelním kloubu při chůzi je znázorněno na obrázku 2 a 3.

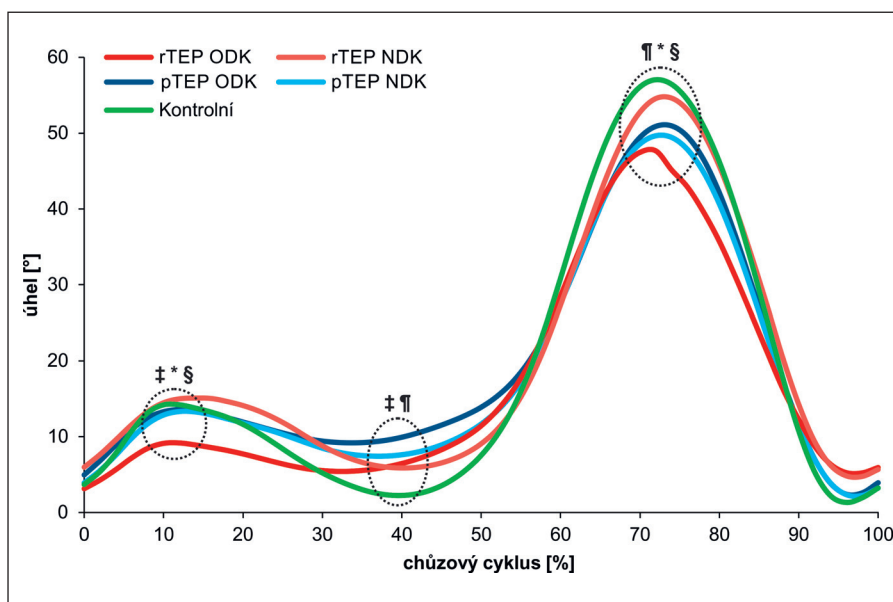
Porovnání operované a neoperované končetiny

Při porovnání hodnot na NDK a ODK u skupiny pacientů po primární TEP jsme našli rozdíly pouze v oblasti pánve. Maximální zdvih pánve na straně ODK byl významně větší ($p = 0,005$) v porovnání s NDK. To platí také pro maximální vnitřní rotaci pánve ($p = 0,017$).

Pro skupinu pacientů po revizní TEP byla velikost maximální flexe v kolenním kloubu ($p = 0,002$ vs. $p = 0,023$) podobně jako rozsah pohybu v sagitální rovině ($p = 0,038$) významně větší na NDK (obr. 2). To platí i pro maximální flexi v kyčelním kloubu ($p = 0,05$) a pro rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině ($p < 0,001$), (obr. 3). Maximum vnitřní rotace pánve bylo větší ($p = 0,029$) na straně ODK.

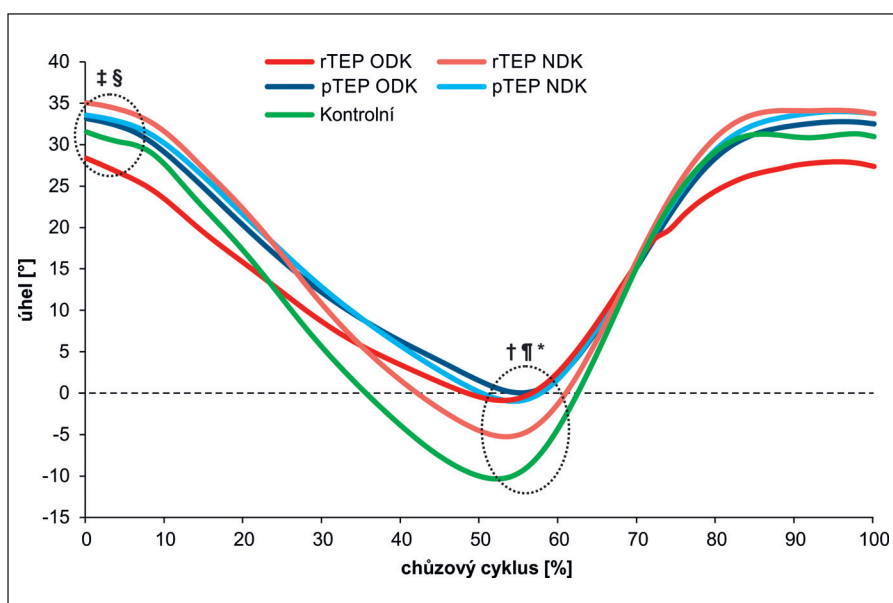
Porovnání skupin primární a revizní TEP

Pro NDK u skupiny s primární TEP byl nalezen významně menší celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ($p = 0,004$) v sagitální rovině (obr. 3). Na ODK bylo nalezeno významně větší první maximum flexe



Obr. 2. Průběh úhlu v kolenním kloubu v sagitální rovině. rTEP – revizní TEP, pTEP – primární TEP, ODK – operovaná dolní končetina, NDK – neoperovaná dolní končetina. Indikátory statisticky významných rozdílů: ‡ pTEP ODK x rTEP ODK, ¶ pTEP ODK x Kontrolní, * rTEP ODK x Kontrolní, § rTEP ODK x rTEP NDK.

Fig. 2. Knee joint movement in the sagittal plane. rTEP – revision total (hip) arthroplasty, pTEP – primary total (hip) arthroplasty, ODK – operated (lower) limb, NDK – non-operated (lower) limb. Indicators of statistically significant differences: ‡ pTEP ODK x rTEP ODK, ¶ pTEP ODK x Control, * rTEP ODK x Control, § rTEP ODK x rTEP NDK.



Obr. 3. Průběh úhlu v kyčelním kloubu v sagitální rovině. rTEP – revizní TEP, pTEP – primární TEP, ODK – operovaná dolní končetina, NDK – neoperovaná dolní končetina. Indikátory statisticky významných rozdílů: ‡ pTEP NDK x Kontrolní, ‡ pTEP ODK x rTEP ODK, ¶ pTEP ODK x Kontrolní, * rTEP ODK x Kontrolní, § rTEP ODK x rTEP NDK.

Fig. 3. Hip joint movement in the sagittal plane. rTEP – revision total (hip) arthroplasty, pTEP – primary total (hip) arthroplasty, ODK – operated (lower) limb, NDK – non-operated (lower) limb. Indicators of statistically significant differences: ‡ pTEP NDK x Control, ‡ pTEP ODK x rTEP ODK, ¶ pTEP ODK x Control, * rTEP ODK x Control, § rTEP ODK x rTEP NDK.

($p = 0,018$) i extenze ($p = 0,035$) v kolenním kloubu (během stojné fáze) u primárně operovaných v porovnání s revizně operovanými (obr. 2). To platí také pro maximum flexe v kyčelním kloubu ($p = 0,039$), (obr. 3).

Porovnání s kontrolní skupinou

Rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině byl na NDK u primárních TEP v porovnání s kontrolní skupinou statisticky významně menší ($p = 0,034$), (obr. 2). To platí také pro maximum extenze v kyčelním kloubu ($p = 0,009$), celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině ($p < 0,001$), (obr. 3) a elevaci pánve na straně NDK ($p = 0,037$). Naopak celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině ($p = 0,024$) a velikost zevní rotace pánve ($p = 0,003$) byly u primárních TEP větší.

Pro ODK jsme u primárních TEP našli významně větší první maximum extenze v kolenním kloubu ($p = 0,004$). Maximální velikost flexe v kolenním kloubu ($p = 0,022$), celkový rozsah pohybu v sagitální rovině ($p = 0,004$), velikost extenze v kyčelním kloubu ($p = 0,001$) a celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině ($p < 0,001$) byly větší u kontrolní skupiny (obr. 2 a 3). Rozsah pohybu pánve v sagitální rovině ($p = 0,016$) a maximální zevní rotace pánve ($p = 0,006$) byly větší u primární TEP.

Při porovnání kontrolní skupiny a revizní TEP jsme na NDK našli rozdíl u celkového rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině, který byl významně větší u revizně operovaných jedinců ($p < 0,001$). Také velikost rotace pánve byla významně větší ($p = 0,048$) pro jedince po revizní TEP.

Při porovnání kontrolní skupiny a revizní TEP byl rozsah pohybu v hlezenním kloubu na ODK ($p = 0,035$), maximum flexe v kolenním kloubu ($p = 0,004$ vs. $p = 0,006$) a rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině ($p = 0,002$) významně menší pro revizní TEP (obr. 2). Podobně i v kyčelním kloubu byly hodnoty pro maximální extenzi ($p = 0,001$) a pro rozsah pohybu v sagitální rovině ($p < 0,001$) významně menší u této skupiny (obr. 3). Celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině byl u revizních TEP významně větší ($p < 0,001$).

DISKUSE

I přes významný pokrok v oblasti materiálů pro výrobu náhrad, v operačních postupech a následné péči uvádí asi 20 % pacientů po TEP omezení chůze a dalších fyzických činností (8). Porušená mechanika chůze může být příčinou pro neúplné obnovení mechaniky dalších pohybových aktivit (13, 17).

Přestože se počet primárních i revizních TEP kyčle zvyšuje, v literatuře, která se zabývá hodnocením vlivu operace na provedení chůze, existuje pouze omezený počet studií. Mnoho autorů vnímá primární a revizní operaci TEP jako problém se stejnými rysy a klinickými projevy. Proto jsou získaná data po revizní TEP ve většině případů porovnávána s výsledky získanými po primární TEP.

Z publikovaných studií vyplývá, že po primární TEP nedochází k úplnému vymizení abnormálního vzorce chůze, který je typický pro stav před operací. Bhargava et al. (3) se zabývali vlivem jednostranné TEP kyčelního kloubu na fáze chůzového cyklu. Šest měsíců po operaci přetrvávalo nestejně zatížení dolních končetin, rychlost chůze a frekvence kroků byly nižší než u kontrolní skupiny. Porovnání skupiny pacientů s jednostrannou TEP s kontrolní skupinou zdravých jedinců 10 měsíců po operaci provedli Beaulieu, Lamontagne a Beaulé (1). Výsledky ukázaly, že pro provedení chůze u pacientů s TEP byl na ODK typický menší abdukční moment v kyčelním kloubu, menší rozsah pohybu v sagitální rovině a menší dynamika provedení chůze. I přes absolvování rehabilitačního programu pod dohledem fyzioterapeuta nedošlo ani po 10 měsících od operace k plné obnově fyziologického stereotypu chůze.

Queen et al. (17) sledovali vliv různých operačních přístupů na provedení chůze jeden rok po operaci u primárních jednostranných TEP. V biomechanických parametrech chůze nebyly nalezeny rozdíly, které by byly způsobeny různým typem operace. U všech pacientů přetrvávala asymetrie v pohybu končetin, s menším rozsahem pohybu v sagitální rovině a zmenšením vertikální složky reakční síly na ODK.

Porovnání operované a neoperované končetiny

Rozdíly v úhlových parametrech na operované a neoperované dolní končetině u pacientů po primární TEP jsme našli pouze v oblasti pánve. Větší zdvih pánve na straně ODK a větší vnitřní rotace pánve na této straně jsou v souladu s výsledky studie Lenaerts et al. (12). Autoři doplňují uvedené rozdíly o addukci ODK a, podobně jako Beaulieu, Lamontagne a Beaulé (1), o zvýšenou zevní rotaci v kyčelním kloubu.

Pro pacienty po revizní TEP byl počet rozdílů mezi oběma končetinami vyšší. U této skupiny byla velikost maximální flexe v kolenním a kyčelním kloubu a rozsah pohybu v těchto kloubech v sagitální rovině větší na NDK. Větší velikosti těchto úhlů na NDK našli také Tsai et al. (19) a Illyés et al. (9), kteří porovnávali hodnoty pacientů s primární TEP s kontrolní skupinou 8,3, resp. 12 měsíců po operaci.

Porovnání skupin primární a revizní TEP

Náhrada kyčelního kloubu se může projevit i v dalších segmentech těla. Dochází ke vzniku a řetězení kompenzačních mechanismů při změněném rozsahu pohybu v daném kloubu. To se liší v rámci otevřeného (švihová fáze) nebo uzavřeného (stojná fáze) kinematického řetězce.

Při porovnání úhlových hodnot u skupin pacientů s primární a revizní TEP jsme našli pouze malý počet významných rozdílů. U skupiny s primární TEP se větší zapojení ODK projevilo větší flexí i extenzí v kolenním kloubu ve stojné fázi, podobně jako větší flexí v kyčelním kloubu. Oslabení extenzorů kyčelního kloubu v okamžiku kontaktu paty s podložkou způsobuje kompenzační záklon, který vede k hyperlordóze v bederní páteři v důsledku nestabilního lumbosakrálního přechodu.

du a k následnému zvýšení rozsahu flexe v kolenním kloubu (7).

Porovnání s kontrolní skupinou

Při porovnání jedinců s primární TEP byl na obou končetinách menší rozsah extenze v kyčelním kloubu, který se promítl i do menšího celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině. Podobné výsledky zjistili také Perron et al. (16), kteří našli u skupiny pacientek po jednostranné TEP snížení extenze v kyčelním kloubu na konci stojné fáze o 59 %. „Kompenzační“ mechanismus mezi pohybem pánve v sagitální rovině a pohybem v kyčelním kloubu se v naší studii projevil ve větším rozsahu pohybu pánve u pacientů s primární TEP. Vztahem mezi pohybem těchto segmentů se zabývají např. studie Mazzoli et al. (14) a Lenaerts et al. (12). Na obou končetinách jsme u jedinců s TEP našli také větší antevertzi a rotaci pánve. Nadměrná antevertze pánve má vliv také na pohyb především v oblasti bederní páteře. Zvýšená antevertze ve spojitosti se zmenšeným rozsahem pohybu v kyčelním kloubu vede k nárůstu mechanického zatížení ve větším lordotickém prohnutí bederní páteře při chůzi (20).

Podobné mechanismy jako u pacientů s primární TEP jsme našli i při porovnání kontrolní skupiny s revizní TEP. Jednalo se o významně menší rozsah pohybu v kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině, který byl doplněn o větší rozsah pohybu pánve v sagitální rovině. Tuto skutečnost potvrzuje i studie Bennett et al. (2), kteří porovnávali provedení chůze u zdravých jedinců a u pacientů po jednostranné primární TEP deset let po provedení operace. U skupiny pacientů naměřili autoři menší rozsah pohybu v sagitální i frontální rovině v kyčelním kloubu a menší rozsah pohybu v sagitální rovině v kolenním kloubu. Zajímavostí je, že u porovnání ODK s kontrolní skupinou jsme v rámci všech dalších porovnání našli jediný statisticky významný rozdíl pro pohyb v hlezenním kloubu, kdy rozsah pohybu v sagitální rovině byl větší u kontrolní skupiny. Můžeme proto konstatovat, že provedení TEP (primární, revizní) nemá vliv na pohyb v hlezenním kloubu ve smyslu planární nebo dorzální flexe.

Z výsledků studie vyplývá, že na problematiku rehabilitace u pacientů po TEP kyčelního kloubu je nutné pohlížet komplexně. Rehabilitace by se tedy neměla týkat pouze oblasti kyčelního kloubu, ale i dalších segmentů na dolní končetině. Je nutné se zaměřit na zlepšení extenze v kyčelním kloubu, která byla menší pro obě sledované skupiny pacientů. Současně je však nutné přihlížet i k adekvátnímu nastavení pánve a k zajištění trupové stabilizace, které může eliminovat přetěžování bederního úseku páteře.

Limity studie

Mezi limity studie lze zařadit rozdíl mezi oběma skupinami v době, která uplynula od operace (primární x revizní). Delší doba od předchozí operace zvyšuje pravděpodobnost dalšího poškození pohybového systému. Nelze však jednoznačně určit, zda je delší doba, která uplynula od revizní TEP, výhodou z hlediska zvýšené

adaptace těla na reoperovaný kloub nebo nevýhodou z hlediska fixace kompenzačních mechanismů.

ZÁVĚR

Z porovnání mechaniky chůze určené na základě kinematických parametrů na dolních končetinách a pánvi vyplynulo, že pro obě skupiny pacientů je typický menší rozsah pohybu v sagitální rovině v kolenním a kyčelním kloubu. Toto zmenšení je kompenzováno zvýšenou antevertzí pánve. Počet rozdílů mezi skupinou po primární a po revizní TEP je malý, pro ODK se kinematika pohybu prakticky neliší. Také pro porovnání s kontrolní skupinou je celkový počet významných rozdílů v obou skupinách srovnatelný. Větší počet těchto rozdílů na NDK u pacientů po primární TEP naznačuje, že v období kolem jednoho roku po operaci je NDK stále výrazněji dominantní pro provedení chůze. Problémy na ODK jsou tedy více „řešeny“ zdravou končetinou.

Změny v mechanice pohybu dolních končetin po revizní operaci TEP přetrvávají i s delším odstupem od operace. K výše uvedeným nálezům je nutné přihlídnout z pohledu volby a trvání rehabilitace u těchto pacientů.

Literatura

1. Beaulieu ML, Lamontagne M, Beaulé PE. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture*. 2010;32:269–273.
2. Bennett D, Humphreys L, O'Brien S, Kelly C, Orr JF, Beverland, DE. Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – a large scale, long-term follow-up study. *Gait Posture*. 2008;28:194–200.
3. Bhargava P, Shrivastava P, Nagariya SP. Assessment of changes in gait parameters and vertical ground reaction forces after total hip arthroplasty. *Indian J Orthop*. 2007;41:158–162.
4. Biring GS, Greidanus NV, Duncan CP, Garbuz DS. Predictors of quality of life outcomes after revision total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89:1446–1451.
5. Colgan G, Walsh M, Bennett D, Rice J, O'Brien T. Gait analysis and hip extensor function early post total hip replacement. *J Orthop*. 2016;13:171–176.
6. Gallo J, Lostak J, Langova K. Long-term survival of the uncemented Balgrist total hip replacement cup. *Internat Orthop*. 2013;37:1449–1456.
7. Gross JM, Fetto J, Supnick ER. Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání. Triton, Praha, 2005.
8. Hawker GA, Badley EM, Borkhoff CM, Croxford R, Davis AM, Dunn S, Gignac MA, Jaglal SB, Kreder HJ, Sale JE. Which patients are most likely to benefit from total joint arthroplasty? *Arthritis Rheum*. 2013;65:1243–1252.
9. Illyés A, Bejek Z, Paróczai R, Kiss M. Three dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Facta Universitatis Phys Ed Sport*. 2006;4:2–34.
10. Judge A, Arden NK, Batra RN, Thomas G, Beard D, Javaid MK, Cooper C, Murray D. Exeter Primary Outcomes Study (EPOS) group. The association of patient characteristics and surgical variables on symptoms of pain and function over 5 years following primary hip-replacement surgery: a prospective cohort study. *BMJ Open*. 2013;3:e002453.
11. Lamontagne M, Beaulieu ML, Varin D, Beaulé PE. Gait and motion analysis of the lower extremity after total hip arthroplasty: what the orthopedic surgeon should know. *Orthop Clin North Am*. 2009;40:397–405.
12. Lenaerts G, Mulier M, Spaepen A, Van Der Perre G, Jonkers I. Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait Posture*. 2009;30:296–302.

13. Li J, McWilliams AB, Jin Z, Fisher J, Stone MH, Redmond AC, Stewart TD. Unilateral total hip replacement patients with symptomatic leg length inequality have abnormal hip biomechanics during walking. *Clin Biomech.* 2015;30:513–519.
14. Mazzoli D, Giannotti E, Longhi M, Prati P, Masiero S, Merlo A. Age explains limited hip extension recovery at one year from total hip arthroplasty. *Clin Biomech.* 2017;48:35–41.
15. Mont, MA, Seyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhave A. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007;22:100–108.
16. Perron M, Malouin F, Moffet H, McFadyen BJ. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clin Biomech.* 2000;15:504–515.
17. Queen RM, Appleton JS, Butler RJ, Newman ET, Kelley SS, Attarian DE, Bolognesi MP. Total hip arthroplasty surgical approach does not alter postoperative gait mechanics one year after surgery. *PM R.* 2014;6:221–226.
18. Slaven EJ. Prediction of functional outcome at six months following total hip arthroplasty. *Phys Ther.* 2012;92:1386–1394.
19. Tsai TY, Dimitriou D, Li JS, Woo Nam K, Li G, Kwon YM. Asymmetric hip kinematics during gait in patients with unilateral total hip arthroplasty: in vivo 3-dimensional motion analysis. *J Biomech.* 2015;48:555–559.
20. Weng W, Wu H, Wu M, Zhu Y, Qiu Y, Wang W. The effect of total hip arthroplasty on sagittal spinal-pelvic-leg alignment and low back pain in patients with severe hip osteoarthritis. *Eur Spine J.* 2016; 25:3608–3614.

Korespondující autor:

prof. MUDr. Jiří Gallo, Ph.D.
Ortopedická klinika LF UP a FNOL
I. P. Pavlova 6
779 00 Olomouc
E-mail: jiri.gallo@volny.cz