

Biomechanické parametry a klinické výsledky unikompartmentální náhrady Oxford Phase III

Biomechanical Parameters and Clinical Outcomes of the Oxford Phase III Unicompartmental Knee Replacement

P. KUBÁT, Z. PTÁČEK

Ortopedicko-traumatologické oddělení Nemocnice Havlíčkův Brod

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The kinematics of an intact knee joint and that of a knee replacement have been studied in many research centres. In the 1987 radiographic study, Bradley, Goodfellow and O'Connor reported the movement of a polyethylene insert in patients with unicompartmental Oxford knee replacement. Views with the knee at full extension and 90° of flexion were obtained and the movement of the meniscal bearings over this range of flexion was measured. The bearings were found to move backwards on the tibia through an average distance of 4.4 mm in all 16 patients. This measurement was in agreement with the then valid concept of knee biomechanics and a roll-back phenomenon. However, our observations had not always agreed with the results of these authors, but gave an impetus for a detailed evaluation of our own patient group.

The aim of the study was to evaluate the dynamic relationship between the components of a unicompartmental Oxford knee replacement and elucidate it with the use of recent information from the field of biomechanics. A relationship of the obtained kinematic values to clinical outcomes was also investigated. Answers to the following hypotheses were sought:

Would our results be in agreement with the British authors' findings?

Would clinical outcomes depend on the kinematic properties of knee replacements?

MATERIAL AND METHODS

The group comprised 33 patients, 23 women and 10 men. They all had replacement of the medial compartment of the knee. The construction of the unicompartmental Oxford Phase III knee replacement enabled us to locate the centre of rotation of the medial femoral condyle in relation to the tibial component at flexion and extension of the knee, using radiography. The patients were examined in a supine position with the knee at full extension, and subsequently views of the knee were obtained at 80°-90° flexion in accordance with the method used by the British authors. The clinical findings of knee joints were assessed using the American Knee Society (AKS) scoring system (Insall et al.). Pain was rated on the Visual Analogue Scale (VAS). The results were statistically evaluated with the t-test and Chi-square test.

RESULTS

On moving the knee from extension to flexion, movement of the polyethylene insert ventrally by an average of 3.4 mm in relation to the tibia was recorded, i.e., "paradoxical" ventral translocation. In the patients with insert movement less than or equal to 3 mm, the average AKS score was 89 points, in those with movement over 3 mm it was 87 points. The average functional scores were 87 and 83 points in the patients with movement less than 3 mm and more than 3 mm, respectively. The average VAS score was 1.55 in the former and 1.18 in the latter.

DISCUSSION

The unicompartmental Oxford Phase III knee replacement substitutes a flexion femoral facet and eliminates the role of an extension femoral facet. This is the reason why, at knee extension between -5° and +20°, the centre of rotation of the medial femoral condyle is in the centre of the flexion facet and not in that of the extension facet. When the stabilising functions of the extension tibial facet in the ventral direction and of the dorsal part of the insert in the dorsal direction are missing, the position of the contact surface centre becomes much dependent also on the strength and direction of external forces acting in the knee joint vicinity.

CONCLUSIONS

The kinematic parameters of the unicompartmental Oxford Phase III knee replacement investigated in our group differed from the findings of the British authors. However, neither the magnitude nor the direction of movement had any effect on the clinical outcome of knee arthroplasty.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty, Oxford Phase III, tibio-femoral movement, kinematics of the knee.

ÚVOD

Unikompartmentální náhrada kolenního kloubu patří již mnoho let mezi kontroverzní témata a jako taková má v řadách ortopedů množství příznivců i odpůrců (8). Kontroverzní jsou i názory na koncept mobilních polyetylenových komponent u endoprotéz kolenních kloubů, což se týká totálních i unikompartmentálních náhrad (20). Některé nové poznatky týkající se biomechaniky kolenního kloubu jsou do jisté míry v kontradikci s názory ještě donedávna platnými (18, 9, 12, 5, 17). Kinematika intaktního kolenního kloubu a kloubu s implantovanou náhradou se stala předmětem studia v řadě výzkumných center (15, 1, 10, 19).

Ve své práci z roku 1987 studovali Bradley, Goodfellow a O'Connor s pomocí skiografie posun polyetylenového inzertu u pacientů, kterým byla implantována unikompartmentální endoprotéza typu Oxford (2). Autoři sledovali polohu polyetylenu (PE) v plné extenzi a následně ve flexi kolenního kloubu 90°. U všech 16 pacientů zaznamenali dorzální posun polyetylenu, v průměru 4,4 mm. Toto měření bylo v souladu s v dané době platnou koncepcí biomechaniky kolenního kloubu a roll back fenoménem. Naše pozorování však nebyla vždy ve shodě s výsledky britských autorů. Tato skutečnost se stala impulzem pro detailní vyhodnocení vlastního souboru.

Cílem práce je vyhodnocení dynamického vztahu mezi komponentami unikompartmentální náhrady typu Oxford a s využitím recentních informací z oblasti biomechaniky tento vztah blíže objasnit. Dále jsme sledovali vztah mezi naměřenými kinematickými hodnotami (posun polyetylenového inzertu) a klinickými výsledky (knee score, function score a VAS).

Stanovili jsem si následovné hypotézy:

1. Budou naše výsledky ve shodě s pozorováním britských autorů?
2. Jsou klinické výsledky závislé na kinematických vlastnostech implantátu?

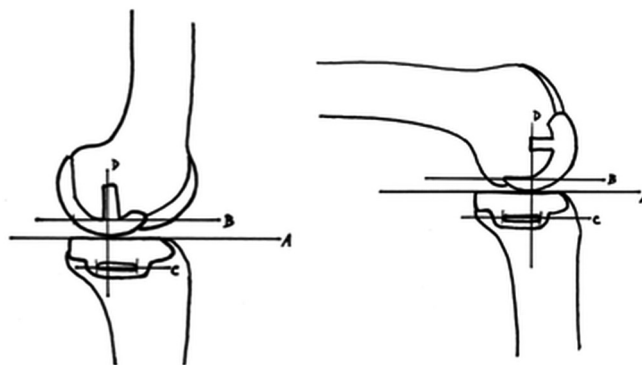
MATERIÁL A METODA

Popis unikompartmentální náhrady Oxford Phase III

Unikompartmentální náhrada typ Oxford Phase III je cementovaný, modulární implantát s mobilním polyetylenovým inzertem. Skládá ze tří částí. Femorální komponenty, tibiální komponenty a polyetylenového inzertu. Femorální komponenta má konvexní tvar. Poloměr jejího zakřivení je ve frontální i sagitální rovině stejný, neboli její design je koncipován jako výseč koule. Horní, artikulační plocha tibiální komponenty má vysoce leštěný, rovný povrch. Pro zvýšení retence je na spodní straně opatřena kýlem. Mobilní insert je vyráběn z polyetylenu typu ArCom. Jeho spodní plocha je rovná, horní plocha je konkávní, plně kongruentní s danou femorální komponentou. Celá konstrukce umožňuje valivý i klouzavý pohyb femuru vzhledem k tibii, který je doprovázený pohybem polyetylenového inzertu v předozadním směru.

Hodnocení snímků a kinematická studie

Konstrukce unikompartmentální náhrady Oxford Phase III umožňuje přesné měření posunu polyetylenového inzertu v předozadním směru v průběhu flexe-extenze kolenního kloubu. Naše schéma měření posunu artikulační vložky odpovídalo popisu metodiky měření Bradleyho a spol. Spouštěli jsme kolmici na osu tibiální komponenty v nejužším místě mezi femorální a tibiální komponentou, tedy nejslabším místě prohloubení artikulační vložky, což lze provést ve flexi i extenzi snadno. Na každém rtg snímku jsme vedli přímkou paralelně s proximálním povrchem tibiální komponenty tak, aby protínala femorální komponentu (jejíž artikulační povrch je výsečí koule). Ze středu takto vytvořené sečny jsme následně spustili kolmici. Průsečík této kolmice a proximální části tibiální komponenty definuje bod, ve kterém byla tibiální komponenta nejbližší komponentě femorální. Tento bod je současně projekcí středu femorální komponenty na tibii. Bradley a spolupracovníci poté poměřovali vzdálenost tohoto bodu od předního a zadního okraje tibiální komponenty. Tato metodika se však v naší studii ukázala jako nepřesná, protože zaoblení kovové tibiální komponenty na rtg neumožnilo přesné určení obou okrajů. Proto jsme zvolili druhou referenční linii, která procházela retenčním otvorem, paralelně s horní plochou tibiální komponenty (obr. 1.). Známe-li skutečný rozměr otvoru v retenčním kýlu, lze snadno vypočítat posun středu femorální komponenty vůči tibii bez ohledu na míru zvětšení rtg snímku i jistotou rotační nepřesností při vyšetřování kloubu během skiagrafie (tab. 1). Lze předpokládat, že také pohyb polyetylenové artikulační vložky, která je svou geometrií svázaná s femorální a tibiální komponentou odpovídá naměřeným hodnotám.



Obr. 1. Schéma popisu měření posunu polyetylenového inzertu při flexi kolena.

Tab. 1. Rozměry tibiálních komponent a odpovídající délky otvoru v retenčním kýlu

Velikost tibiálního plata	Délka otvoru v kýlu (mm)
53x34	25
50x32	23
47x30	20,5
44x28	18
41x26	15
38x26	12

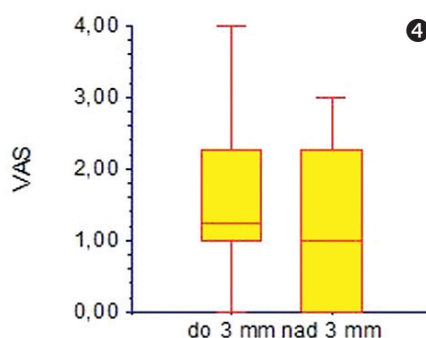
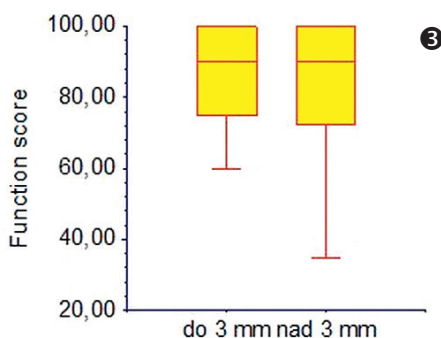
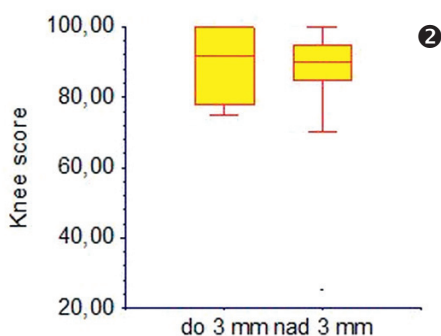
Soubor pacientů:

Vyšetřovaný soubor tvoří 33 pacienti, 23 žen a 10 mužů. V 18 případech byla implantována unikompartmentální náhrada na končetině pravé, v 15 případech na končetině levé. Průměrný věk pacientů v době operace byl 63,9 let (50–81 let). Průměrná doba od operace činila 5,2 let (2–7 let). Ve všech případech se jednalo o náhradu mediálního kompartmentu kolenního kloubu.

Pacienti byli vyšetřeni vleže v poloze na zádech s kolenem v plném extenzi s podloženou patou a následně byl kolenní kloub osnímkován ve flexi 80°–90°, což odpovídalo metodice použité britskými autory (10). Klinicky jsme nález na kolenních kloubech vyhodnotili s využitím dotazníku Americké společnosti pro chirurgii kolena dle Insalla a spolupracovníků (6). Bolest byla hodnocena pomocí VAS (visual analogue scale). Výsledky jsme standardně zpracovali, byly použité statistické metody T-test, chi-kvadrát.

VÝSLEDKY KINEMATICKÉHO MĚŘENÍ

Při vyšetřování pacientů jsme při převedení kolena z extenze do flexe u našich pacientů zaznamenali ve 27 případech posun artikulační vložky ventrálním směrem. V 6 případech došlo k posunu směrem dorzálním. Průměrná hodnota posunu polyetyleny činila 3,4 mm ventrálním směrem vůči tibii. Naměřené hodnoty posunu se pohybovaly mezi -8 mm až +10 mm, kde znaménko minus značí posun polyetyleny dorzálním směrem a znaménko + posun směrem ventrálním (tab. 2., graf 1). Odpověď na otázku proč ve většině případů došlo k ventrální translokaci artikulační vložky a v některých případech k translokaci dorzální jsme se pokusili nalézt v recentních kinematických studiích a tento problém bude diskutován v následujícím textu.

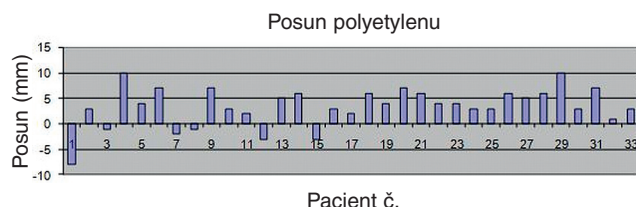


Tab. 2. Posun polyetyleny u jednotlivých pacientů

Pacient číslo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Posun PE	-8	3	-1	10	4	7	-2	-1	7	3	2	-3	5	6	-3	3	2

Pacient číslo	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33
Posun PE	6	4	7	6	4	4	3	3	6	5	6	10	3	7	1	3

Graf 1. Hodnoty posunu polyetylenové komponenty



Porovnali jsme klinické výsledky pacientů, u jejichž endoprotézy jsme naměřili posun polyetyleny směrem ventrálním nebo dorzálním do 3 mm, s ostatními pacienty, u kterých jsme naměřili posun ventrálním nebo dorzálním směrem větší než 3 mm (tab. 3). Jinými slovy postavili jsme do vztahu kinematické hodnoty (posun polyetylenového inzertu) s klinickými výsledky (knee score, function score a VAS).

Průměrná hodnota knee score u pacientů s posunem polyetyleny do 3 mm byla 89 bodů, s posunem nad 3 mm 87 bodů (graf 2).

Průměrná hodnota function score u pacientů s posunem polyetyleny do 3 mm byla 87 bodů, s posunem nad 3 mm 83 bodů (graf 3).

Tab. 3. Naměřené hodnoty knee-score, function-score a VAS u pacientů s posunem polyetyleny do a nad 3 mm

Posun PE	do 3 mm	nad 3 mm	t-test
Knee score	89,2857	86,68	0,67301
Function score	87,141	83	0,59387
VAS	1,55	1,17778	0,3532

Průměrná hodnota VAS u pacientů s posunem polyetyleny do 3 mm byla 1,55 s posunem nad 3 mm 1,18 bodů (graf 4).

Z výsledků vyplývá, že míra ani směr posunu artikulační vložky nemají vliv na klinické výsledky této unikompartmentální náhrady.

$$\frac{2}{3} \frac{4}{4}$$

Graf 2. Knee score u pacientů s posunem polyetyleny do a nad 3 mm.

Graf 3. Function score u pacientů s posunem polyetyleny do a nad 3 mm.

Graf 4. VAS u pacientů s posunem polyetyleny do a nad 3 mm.

DISKUSE

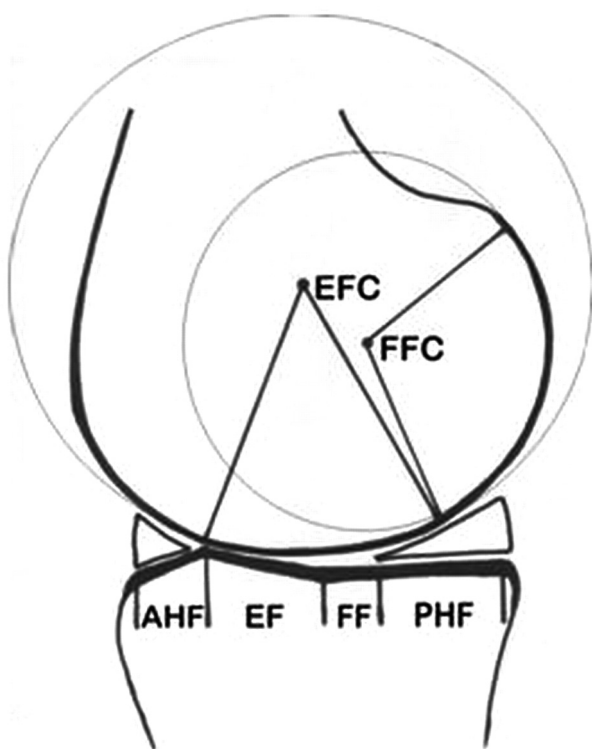
Kinematika kolenního kloubu

Při hledání odpovědi na otázku příčiny ventrální translace centra rotace mediálního kondylu femuru při flexi kolenního kloubu jsme se opřeli zejména o práce Pinskerové, Freemana, Iwakiho a O'Connora (16, 7, 14, 4, 3, 13, 11).

Pro popis pohybu mezi dvěma rigidními, vzájemně spojenými objekty je zásadní určení centra rotace.

Anatomické parametry mediálního kompartmentu kolenního kloubu

Mediální kondyl femuru (obr. 2).



Obr. 2. Schéma mediálního kondylu femuru mediální části tibiálního plata (Volně dle: Pinskerova, V., Iwaki, H., Freeman, M.: *Knee Ligaments Structure, Function, Injury, And Repair*. Raven Press.

V sagitální rovině je zadní část mediálního kondylu femuru cirkulární (16, 7). Má rádius kolem 22 mm a tvoří výseč kruhu v rozpětí 110 stupňů. Při plné extenzi je mezi předním okrajem této kruhové plochy a předním rohem menisku kloubní plocha, která má též kruhový tvar. Její rádius je kolem 32 mm a tvoří výseč kruhu v rozpětí 49 stupňů. Kloubní povrch mediálního kondylu femuru, který je v průběhu pohybu v kontaktu s tibiálním platem tvoří tedy oblouky dvou kruhů: Přední, extenční faceta (s centrem EFC) a zadní flekční faceta (s centrem FFC).

Mediální část tibiálního plata (obr. 2.)

Je popisována v anatomických textech jako konkávní, což je dáno její ventrální, zhruba 17 mm dlouhou plo-

chou, která s dorzální, v průměru 15 mm dlouhou plochou, svírá úhel 11°. Tento zadní segment (posterior horn facet - PHF) dorzálně překrývá zadní roh vnitřního menisku.

Kondyl femuru je tedy usazen v konkávním recesu, který ventrálně tvoří skloněná plocha tibie (tibiální extenční faceta - EF) a dorzálně prakticky nepohyblivý zadní roh vnitřního menisku. Dno tohoto recesu tvoří 10 mm dlouhá plocha tvořená přední částí horizontální části tibiálního plata (tibiální flekční faceta - FF). Zcela ventrálně se tibiální plato opět svažuje a vytváří prostor pro přední roh vnitřního menisku (anterior horn facet - AHF)

Kinematický vztah mediálního kondylu femuru a tibie

Práce Pinskerové a Iwakiho (16, 7) studující kinematiku kolenního kloubu s využitím MRI prokazují, že v úhlu mezi plnou extenzí, tj. -5° a cca 20° flexí je v kontaktu s tibií extenční faceta femuru. V této fázi je centrum flekční facety dorzálně od centra extenční facety a rotuje kolem něho směrem distálním a ventrálním. V tomto rozsahu pohybu nedochází k žádnému valivému pohybu femuru po tibii. Při flexi cca 20° do kontaktu s tibiálním platem přechází flekční faceta. Mezi 20° a 110° se stává středem rotace centrum flekční facety. Tento střed rotace leží cca 13 mm dorzálně a distálně od mediálního epikondylu, tedy mimo úpon vnitřního postranního vazy. Ani v této fázi nedochází k valivému posunu femuru dorzálně.

K přemístění kontaktních ploch extenční a flekční facety v průběhu flexe kolena nedochází nárazem. Mezi 10° až 30° je kontakt rozložen na obě facety a přesné určení centra rotace není prakticky možné. K valivému posunu femuru o 2 mm dorzálně vzhledem k zadnímu okraji tibie dochází až mezi 110° a 120° flexe. Poměr rotační a valivé složky v průběhu pohybu v mediálním kompartmentu je 98:2. Skutečnost, že se v mediálním kompartmentu odehrává prakticky pouze rotační pohyb, je dána sklonem tibiálního plata ventrálně, nepohyblivým rohem menisku dorzálně a vnitřním postranním vazem.

Unikompartmentální náhrada Oxford Phase III ve světle recentních poznatků kinematiky kolenního kloubu

V předchozím textu již bylo řečeno, že u zdravého kolena v úhlu mezi plnou extenzí, tj. -5° a cca 20° flexí je v kontaktu s tibií extenční faceta femuru. Centrum flekční facety je dorzálně od centra extenční facety a rotuje kolem něho při flexi směrem distálním a ventrálním. Unikompartmentální náhrada Oxford nahrazuje flekční femorální facetu a vyřazuje z funkce facetu extenční. Střed femorální komponenty odpovídá centru flekční facety. Střed kontaktu femuru s tibií a tím i střed rotace u této endoprotézy je proto i v extenzi posunut dorzálně oproti fyziologickému stavu. Při flexi se toto centrum rotace posouvá vůči tibii směrem ventrálním. Touto skutečností si vysvětlujeme, proč i v našem souboru došlo ve většině případů k posunu artikulační vlož-

ky ventrálním směrem. Zůstává otázka, čím je dána vysoká míra rozptylu naměřených hodnot posunu PE zahrnující i translokaci směrem dorzálním u 6 pacientů našeho souboru. Endoprotéza Oxford Phase III zásadním způsobem mění anatomii tibiálního platu. Odstraněním ventrální, dozadu a dolů skloněné artikulační plochy a zadního rohu vnitřního menisku je výrazně snížena předozadní stabilita endoprotézy, což klade vyšší nároky na zevní stabilizátory (vnitřní stabilita tohoto implantátu je zanedbatelná).

Významný efekt na polohu tibie vůči femuru mají proto i další faktory. Haemstringy ve flexi kolena mohou způsobit posun tibie dorzálně. Naopak kontrakce quadricepsu působí jako ventrální silový vektor. Současně je tento pohyb závislý na vnějších silách, které v oblasti kloubu působí. Toto tvrzení je v souladu i s peroperačním sledováním posunu polyetyleny. U všech pacientů autoři při operaci zaznamenali dorzální posun polyetyleny při převedení kolena z extenze do flexe a ventrální posun polyetyleny při převedení flektovaného kolena do extenze. Nejedná se však o dříve uváděný roll back fenomén. Jde o důsledek gravitace. Operovaná končetina je fixovaná ve stehně, bérce volně spuštěný a svaly zcela relaxované. Uchopíme-li končetinu za patu a koleno převedeme do extenze, gravitační silou je proximální tibia tažena dorzálním směrem a polyetylenový inzert se vůči tibií posouvá ventrálně.

Tyto skutečnosti vysvětlují vysokou variabilitu naměřených hodnot posunu artikulační vložky v našem souboru.

Z výše uvedeného vyplývá, že naše výsledky nejsou v souladu s výsledky uvedenými v práci Bradleaye a spol. Jedním z možných vysvětlení je chyba malých čísel ve studii britských autorů – v jejich práci bylo vyšetřeno 14 kolenních kloubů s mediální unikompartmentální náhradou. Druhým možným vysvětlením je jistá míra nepřesnosti měření metodou, kterou autoři zvolili.

ZÁVĚR

Artikulační vložka a tím i centrum rotace v oblasti mediálního kompartmentu kolenního kloubu se v našem souboru při flexi kolena pohybovaly v průměru 3,4 mm ventrálním směrem. Příčinou tohoto efektu je skutečnost, že unikompartmentální náhrada Oxford Phase III nahrazuje flekční femorální facetu a eliminuje roli extenční femorální facety. Z toho důvodu je i v extenzi kolena mezi -5° a 20° centrum rotace mediálního kondylu femuru ve středu flekční facety a nikoliv v centru facety extenční, jak je tomu u zdravého kolena. Ve flexi se toto centrum rotace přesunuje vůči tibiálnímu platu ventrálně a tento pohyb koresponduje s posunem polyetylenového inzertu. Výrazná variabilita naměřených hodnot je dána skutečností, že při absenci stabilizující funkce extenční tibiální facety ventrálně a zadního rohu menisku dorzálně se poloha středu kontaktní plochy stává významně závislá také na síle a směru vnějších sil působících v blízkosti kolenního kloubu. Výsledky měření našeho souboru jsou odlišné od výsledků, které publikoval Bradley a spol. v roce 1987. Pokud je nám

známo, je toto první práce v písemnictví, která výše uvedenou studii reviduje. Průměrný posun artikulační vložky a tím i centra rotace v oblasti mediálního kompartmentu činil v našem souboru při flexi kolena 3,4 mm ventrálním směrem, zatímco v souboru britských autorů 4,4 mm směrem dorzálním. Vysvětlit jednoznačně tuto diskrepanci neumíme, domníváme se však, že může souviset s chybou malých čísel a jistou mírou nepřesnosti měření, kterou je zatížena metodika britských autorů. Zajímavým zjištěním je fakt, že velikost ani směr posunu artikulační vložky nemá vliv na klinické výsledky. Dochází zde pravděpodobně k analogické situaci známé z oblasti totálních náhrad kolenního kloubu, kdy určitá míra předozadní nestability nemá negativní dopad na výsledek operace.

Literatura

1. ARGENSON, J. N., KOMISTEK, R. D., AUBANIAC, J. M., DENNIS, D. A., NORTHCUT, E. J., ANDERSON, D. T., AGOSTINI, S.: In vivo determination of knee kinematics for subjects implanted with a unicompartmental arthroplasty. *J. Arthroplasty*, 17: 89–94, 2002.
2. BRADLEY, J., GOODFELLOW, J. W., O'CONNOR J. J.: A radiographic study of bearing movement in unicompartmental Oxford knee replacement. *J. Bone Jt Surg.*, 69-B: 598–601, 1987.
3. FREEMAN, M., A., R., PINSKEROVÁ, V.: The movement of the Knee Studied by Magnetic Resonance Imaging. *Clin. Orthop.*, 410: 35–43, 2003.
4. HILL, P., F., VEDI, V., WILLIAMS, A., IWAKI, H., PINSKEROVÁ, V., FREEMAN, M., A., R.: Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J. Bone Jt Surg.*, 82-B, 1196–8, 2000.
5. HUSON, A.: Biomechanische probleme des kniegelenks. *Orthopäde* 1974; 3.
6. INSALL, J. N., DORR, L. D., SCOTT, R. D., SCOTT, W. N.: Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin. Orthop.*, 248: 13–24, 1989.
7. IWAKI, H., PINSKEROVÁ, V., FREEMAN, M.: Tibiofemoral movement. 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J. Bone Jt Surg.*, 82-B: 1189–1195, 2000.
8. KAŇOVSKÝ, V., PTÁČEK, Z., KUBÁT, P.: Dlouhodobé výsledky unikompartmentální náhrady kolenního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 71: 71–75, 2004.
9. KAPANDJI, I. A.: The physiology of the joints. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1970.
10. KOUDELA, K. Jr., KOUDELOVÁ, J., KOUDELA, K., Sr., KUNEŠOVÁ, M., KŘEN, J., POKORNÝ, J.: Radiologická měření u alopastiky kolenního kloubu a jejich význam pro praxi *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 304–311, 2010.

11. LANKESTER, B. J. A., COTTAM, H. L., PINSKEROVÁ, V., ELDRIDGE, J. D. J., FREEMAN, M. A. R.: Variation in the anatomy of the tibial plateau. A possible factor in the development of anteromedial osteoarthritis of the knee. *J. Bone Jt Surg.*, 90-B: 330–333, 2008.
12. MENSCHIK, A.: Mechanik des Kniegelenkes. *Z. Orthop.*, 112: 481–492, 1974.
13. NAKAGAWA, S., JOHAL, P., PINSKEROVA, V., KOMATSU, T., SOSNA, A., WILLIAMS, A., FREEMAN M., A., R.: The posterior cruciate ligament during flexion of the normal knee. *J. Bone Jt Surg.*, 86-B: 450–456, 2004.
14. O'CONNOR, J. J., FEIKES, J., GILL, H. S., ZAVATSKY, A. B.: Mobility of the Knee. *Daniel's Knee Injuries. Ligament And Cartilage Structure, Function, Injury, And Repair*. P. 49–79. Edit. Williams And Wilkins
15. PATIL, S., COLWELL C., EZZET K.: Can Normal Knee Kinematics Be Restored with Unicompartmental Knee Replacement? *J. Bone Jt Surg.*, 87-A: 332–338, 2005.
16. PINSKEROVA, V., IWAKI, H., FREEMAN, M.: The Shapes And Relative Movements of the Femur And Tibia in the Unloaded Cadaveric Knee: A Study Using MRI as an Anatomic Tool. *Knee Ligaments Structure, Function, Injury, And Repair*. P. 255–283. Raven Press.
17. PINSKEROVÁ, V., JOHAL, P., NAGAKAWA, S., SOSNA, A., WILLIAMS, A., GEDROYC, M., FREEMAN, M.: Does the femur roll-back with flexion?, *J. Bone Jt Surg.*, 86-B: 925–931, 2004
18. PINSKEROVA, V., MAQUET, P., FREEMAN, M.: Writings on the knee between 1836 And 1917. *J. Bone Jt Surg.*, 82-B: 1100–1102, 2000.
19. SMÍŽANSKÝ, M., GALLO, J., FLORIAN, Z., NOVOTNÝ R.: Fraktura dřívku tibiální komponenty TEP kolenního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 428–434, 2009.
20. VAVŘÍK, P., LANDOR, I., TOMAIDES, J., POPELKA, S.: Střednědobé výsledky u náhrad kolenního kloubu Medin – Modular. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 30–34, 2009.

Korespondující autor:
MUDr. Pavel Kubát
Ortopedicko-traumatologické oddělení,
Nemocnice Havlíčkův Brod,
Husova 2624, 58001 Havlíčkův Brod
E-mail: pavel.kubat@onhb.cz