

# Rotační kinematika kolenního kloubu před a po implantaci unikompartmentální mediální náhrady, srovnání se zdravým kolenním kloubem

## Rotational Knee Joint Kinematics before and after Unicompartmental Medial Arthroplasty, Comparison with a Healthy Knee Joint

F. BUČEK<sup>1</sup>, M. KOMZÁK<sup>1</sup>, R. HART<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Ortopedicko-traumatologické oddělení, Nemocnice Znojmo

<sup>2</sup> Klinika traumatologie, Lékařská fakulta Masarykovy Univerzity Brno

### ABSTRACT

#### PURPOSE OF THE STUDY

The authors in their study compare the knee joint kinematics in patients before and after medial unicompartmental knee arthroplasty (UKA) and in the group of healthy volunteers. This study aims to confirm or reject the hypothesis that UKA preserves the physiological knee joint kinematics.

#### MATERIAL AND METHODS

In the course of 2015 and 2016 a total of 20 patients with grade III-IV medial knee joint osteoarthritis and 20 healthy volunteers were included in the study. In the first group of patients the standard Oxford™ unicompartmental knee prosthesis was implanted using kinematic navigation and the reference data were collected before and after the knee joint replacement. In the group of healthy volunteers an arthroscopic examination and subsequent data collection were performed in order to conduct a kinematic analysis. Subsequently, a statistical analysis of data was carried out and the groups were compared.

#### RESULTS

In our study two parameters were compared. The first was the maximum rotational movement of the tibia relative to the femur (rotational stability) in each of the degrees of flexion (0°, 30°, 60°, 90°, and 120°). In this case, the knee joints prior to UKA showed laxity at all examined degrees. At 0° flexion the preoperative range was -14.3° to 8.2° and it improved to -3.4° to 7.3° postoperatively, at 30° it was -15.3° to 15.8° preoperatively and -13.3° to 8.2° postoperatively. At 90° flexion the rotation of the knee joint before the UKA was -24.2° to 13.2°, while after the implantation the rotation improved to -19.3° to 11.7°. The second monitored parameter was the position of tibia with respect to the femur during the passive flexion test. The position in full extension before the implantation is 5.6° internal rotation compared to 2.7° external rotation after the implantation. The knee joint before the implantation shows minimum flexion/internal rotation throughout the entire flexion range. The postimplant values of flexion get close to the values obtained in a healthy knee joint. The data collected from the healthy knee joints were used as reference data.

#### DISCUSSION

The outcomes of our study correspond with the conclusions arrived at by other authors. The arthrotic process affects the knee joint kinematics by causing joint laxity and relative ACL insufficiency. This results in further progression of joint damage, the loss of the screw-home mechanism. In our study we benefit from the use of navigation in the intraosseous fixation, which compared to the other techniques enables more accurate data collection.

#### CONCLUSIONS

The arthritic process affecting the knee joint results in altered kinematics and biomechanics of the affected knee joint. This is manifested at both the axial and sagittal plane, when the kinematics fails to equal that of the healthy joint. The implantation of the medial unicompartmental knee arthroplasty improves the kinematics of the knee joint and helps achieve the requested values and stabilises the knee joint.

**Key words:** medial gonarthrosis, unicompartmental knee arthroplasty, knee joint kinematics.

### ÚVOD

Artróza je degenerativní onemocnění kloubu, při kterém dochází ke ztrátě kloubní chrupavky, tvorbě osteofytů a deformaci kloubní plochy (22). V případě mediální gonartrózy je postižena zejména vnitřní polovina kolenního kloubu.

V případě, že artróza progreduje pouze v mediálním kompartmentu a současně je zachována stabilita kolenního kloubu i jeho fyziologická osa, je metodou volby implantace unikompartmentální kloubní náhrady (UNI) (25).

Rozvoj artrotického postižení kloubu má výrazný vliv na biomechaniku a kinematiku kloubu (16, 19, 22, 26). Dochází k narušení vzájemného plynulého pohybu kondylů, což má za následek další progresi postižení s postupným zasažením celého kloubu (7, 15, 24). Včasná implantace UNI je spojena s nižšími krevními ztrátami, menší invazivitou, kratším operačním časem a rychlejším návratem k předchozímu životu nežli implantace totální náhrady kolenního kloubu (TEP) (6).

Po standardní TEP kolenního kloubu dochází ke změně biomechaniky kolena (26). Dnes se má za to, že právě změněná biomechanika může být příčinou nespokojenosti přibližně každého pátého pacienta po TEP kolena. U uni-kompartmentální náhrady (při zachování předního zkříženého vazy) se předpokládá, že kinematika kloubu výrazně změněná není.

V naší práci jsme se zaměřili na porovnání pasivní rotační kinematiky zdravého kolenního kloubu, kinematiky kloubu zasaženého mediální artrózou (III.–IV. stupně) a kloubu po implantaci mediální UNI.

Cílem této studie bylo potvrdit či vyvrátit hypotézu, že implantace UNI zachovává fyziologickou rotační kinematiku kolenního kloubu.

## MATERIÁL A METODIKA

V průběhu roku 2015–2016 bylo na našem pracovišti implantováno 20 mediálních UNI kolenního kloubu (Oxford™ Unicompartmental Knee, Biomet UK Ltd., Bridgend, Velká Británie). Jednalo se o 12 mužů a 8 žen (průměrný věk 57 let). Ve všech případech se jednalo o izolovanou primární mediální artrózu kolenního kloubu. Dále bylo do studie zařazeno 20 dobrovolníků, se zdravým kolenním kloubem, k provedení ASK kolenního kloubu s odběrem dat k vyšetření kinematické analýzy. Dobrovolníci byli zařazováni, tak jak přicházeli, aby byla polovina žen a polovina mužů a polovina kloubů pravých a polovina levých (tab. 1.).

Předoperačně byl každý pacient vyšetřen erudovaným lékařem. Bylo provedeno rtg vyšetření kolenního kloubu a rtg osového postavení celé končetiny. U zdravých dobrovolníků bylo doplněno MRI vyšetření kloubu. Při klinickém vyšetření byla posuzována předozadní stabilita kolenního kloubu pomocí artrometru KT-1000 (1), rozsah pohybu, stav měkkých tkání a kožního krytu. V případě, že nebyla splněna všechna požadovaná kritéria implantace UNI (osová úchylna do 6° varus, funkční přední zkřížený vaz, intaktní laterální oddíl – potvrzeno na SPECT scintigrafickém vyšetření, BMI < 28), pacient nebyl do studie zahrnut.

Do druhé skupiny byli zařazeni pouze zcela zdraví dobrovolníci, u kterých nebyla zjištěna žádná patologie

na významných strukturách kolenního kloubu či Oxford knee score nebylo nižší než 45 bodů (23). Anamnesticky byl vyloučen předchozí úraz kolenního kloubu, MRI neprokázalo patologický nález, klinicky se vždy jednalo o stabilní kolena, osa končetiny byla 0° ( $\pm 3^\circ$ ).

Po předchozím pečlivém poučení a podepsání písemného informovaného souhlasu s daným výkonem byli pacienti do studie zařazeni. Studie byla schválena Etickou komisí ústavu.

V případě skupiny zdravých dobrovolníků byla provedena diagnostická artroskopie kolenního kloubu. Průměrný věk pacientů byl 29 let (nejmladšímu 25 a nejstaršímu 40 let). Vlastní artroskopie byla provedena standardním způsobem v poloze na zádech bez použití turniketu. Ve všech případech byl zvolen anteromediální a anterolaterální paraligamentózní port.

Přes kůži byly fixovány trackery navigačního systému originálními 2,5mm Kirschnerovými dráty k distálnímu femuru a k proximální tibii přibližně 10 cm od kloubní štěrbin. Pomocí pointeru navigačního systému byly odebrány referenční údaje z povrchových i nitrokloubních struktur vyšetřované končetiny. Nitrokloubní údaje byly odebrány vždy za kontroly artroskopické kamery. Následně proběhlo vlastní kinematické vyšetření. Operátor prováděl maximální flexi kolenního kloubu z plné extenze do maximální možné flexe s patou volně vedenou na otevřené dlani. Vyšetření probíhalo v časovém limitu do 10 s (5,6–8,6 s průměrnou hodnotou 6,8 s). Sběr dat se děje každých 0,2 s. Toto vyšetření operátor realizoval 3x k eliminaci chyb. Následně proběhlo vyšetření rotační stability kloubu při 0°, 30°, 60°, 90° a 120° flexi. Vyšetření prováděl operátor samostatně v rámci 10s intervalu pro daný stupeň flexe. Průměrná doba diagnostické artroskopie byla 7 min (6–11 min).

Průměrný věk pacientů zařazených k implantaci UNI byl 57 let (52–63 let). Každý pacient vyplnil Oxford knee score, které bylo posuzováno předoperačně a s 12 měsíčním odstupem pooperačně (23).

Vlastní implantace proběhla u všech pacientů stejným způsobem. Po dokončení anteromediálního přístupu do kolenního kloubu byly přes kůži fixovány trackery navigačního systému dvěma originálními 2,5mm Kirschnerovými dráty k distálnímu femuru 10 cm nad kloubní štěrbinou a tracker navigačního systému originálním 4,5mm šroubem k proximální tibii 10 cm pod kloubní štěrbinu. Pomocí pointeru navigačního systému byly odebrány referenční údaje z povrchových i nitrokloubních struktur kloubu. Dalším krokem bylo kinematické vyšetření. Operátor prováděl maximální flexi kolenního kloubu manipulací za stehno z plné extenze do maximální možné flexe s patou volně vedenou na otevřené dlani asistenta. Toto vyšetření operátor realizoval 3x k eliminaci chyb. Získaná data z tohoto vyšetření umožnila posouzení transversální rotace tibie vzhledem k femuru v průběhu flexe. Následně proběhlo vyšetření rotační stability kloubu při 0°, 30°, 60°, 90° a 120° flexi. U každé výše uvedené úhlové hodnoty prováděl operátor vyšetření rotační stability kolenního kloubu. Po implantaci UNI operátor opětovně provedl vyšetření pasivní flexe kloubu

Tab. 1. Soubor pacientů

	UNI		ASK	
n = 40	Muži (n = 12)	Ženy (n = 8)	Muži (n = 10)	Ženy (n = 10)
Pravé koleno	6	4	5	5
Levé koleno	6	4	5	5

k posouzení transverzální rotace tibie vzhledem k femuru. Následně rotační stability při 0°, 30°, 60°, 90° a 120° flexe. UNI byly implantovány podle operačního manuálu, blíže je popsán autory Price a spol. (19). Vyšetření pasivní flexe probíhalo v časovém limitu do 10 s (6,6–8,8 s, průměrná hodnota 7,6 s), přičemž sběr dat se děje každých 0,2 s. Vyšetření rotační stability probíhalo v rámci celého 10s intervalu pro daný stupeň flexe s odběrem dat každých 0,2 s. V průběhu celého vyšetření byla odebírána data pomocí trackerů navigačního systému.

### Statistika

Peroperačně získaná data v rámci jednotlivých vyšetření byla uložena do samostatného textového souboru k dalšímu zpracování. V první fázi zkušený IT pracovník zkontroloval validitu získaných údajů dle předem daných kritérií. Před samostatným zpracováním bylo rozhodnuto o případném vyřazení pacientů ze studie, u kterých by nebyla dodržena posloupnost vyšetření, úplnost, požadovaný rozsah flekčního pohybu (0°–120°) a přesnost flexe při odběru dat v rovině transverzální (maximální možná výchylka byla nastavena na  $\pm 5^\circ$ ). V rámci této fáze nebyl vyloučen žádný pacient. Následně byla data IT pracovníkem rozčleněna do jednotlivých kategorií (flekčně/transverzální pohyb; transverzální pohyb v jednotlivých stupních flexe). Po kontrole a úpravě byla data převedena do speciálně vytvořeného programu, kde proběhlo finální zpracování dat. V jeho rámci došlo k převodu do textové i grafické podoby získaných údajů. Data pro jednotlivá kolena byla vyhodnocena samostatně. V další fázi byla data sloučena a vyhodnocena společně pro všechny vyšetřované klouby.

Popis objektivních klinických parametrů, rotační stability a rozsahu kinematiky kolenního kloubu obsahoval průměr, rozsah, medián a směrodatnou odchylku. Pro statistické hodnocení průměrných hodnot byl použit párový Student t-test. Pro velký rozsah hodnot byl výsledek, získaný pomocí Student t-testu, kontrolován neparametrickým testem Mannovým-Whitneyovým. Všechna data byla statisticky zpracována softwarem STATISTICA 9.0. Hodnota  $p < 0,05$  byla považována za statisticky významnou.

### VÝSLEDKY

Naše studie se zaměřila na dva parametry. Prvním byl maximální rotační pohyb tibie vzhledem k femuru (rotační stabilita) v jednotlivých stupních flexe (0°, 30°, 60°, 90° a 120°), a to pro zdravý kolenní kloub a kloub postižený mediální gonartrózou před a po implantaci UNI. Druhým parametrem byla rotační kinematika tibie vzhledem k femuru v průběhu pasivní flexe.



Obr. 1. Rtg skládaný snímek AP levé dolní končetiny s mediální gonartrózou, varózní deformita 1,9°; muž \*1961.

Obr. 2. Rtg skládaný snímek AP levé dolní končetiny, stav po implantaci UNI, osová postavení 1,5°varus; muž \*1961.

Oxford knee skóre (OKS) bylo před implantací UNI 28 bodů (20–36), pooperačně s odstupem 1 roku 42 (36–48). V případě zdravých dobrovolníků bylo 48.

Z námi získaných dat vyplývá, že není rozdíl mezi mužským a ženským kolenním kloubem ( $p < 0,005$ ) v žádné ze sledovaných skupin. Dále se nepodařil prokázat rozdíl mezi pravým a levým kolenním kloubem ( $p < 0,005$ ).

Předoperačně, dle osového snímku celé dolní končetiny v zátěži, byla osová varózní deformita s průměrnou hodnotou 3,9° (1,7° až 5,8° varus), pooperačně korekce deformity na 3,1° (1,1° až 4,2° varus) (obr. 1, 2). Valgózní postavení kolenního kloubu před ani po implantaci nebylo pozorováno.

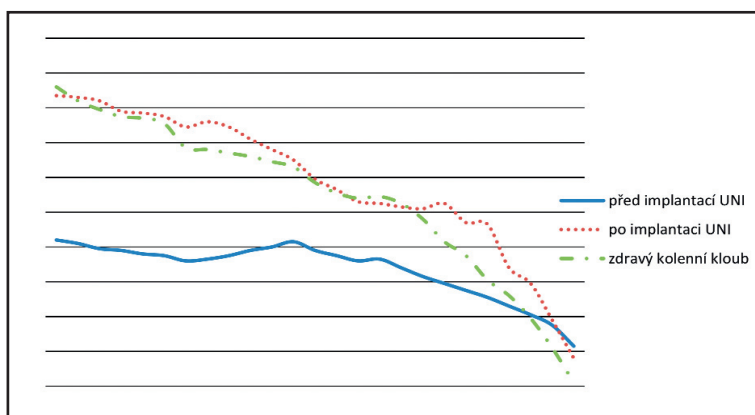
V případě vyšetření rotační stability kolenního kloubu je statisticky významný rozdíl ( $p < 0,05$ ) ve všech vyšetřovaných stupních flexe v porovnání kolenního kloubu před implantací a po implantaci. Z tabulky 2 je zřejmé, že pooperačně dochází k rotační stabilizaci kolenního kloubu v 0°, kde střední rozsah pohybu je -3,4° až 7,3° oproti předoperačnímu rozsahu -14,3° až 4,8°. Ve 30° byl předoperačně -15,3° až 15,8° a pooperačně -13,3°

až 8,2°. Je tedy patrné pooperační omezení vnitřní rotace na hodnotu -3,4° oproti předoperačním -14,3° v plné extenzi. Zde je možné předpokládat opětovné uplatnění "screw-home" mechanismu prostřednictvím statických stabilizátorů kolenního kloubu, zejména předního zkříženého vazů. V dalších vyšetřovaných stupních flexe taktéž došlo k úpravě rotační stability (tab. 2). Hodnoty získané u skupiny zdravých dobrovolníků prokazují, že po implantaci UNI dochází k úpravě rotační stability kolenního kloubu.

Po dobu pooperačního sledování (12–18 měsíců) nedošlo ke vzniku komplikací u žádného pacienta.

Druhým sledovaným parametrem bylo rotační postavení tibie vzhledem k femuru

Graf 1. Rotační postavení tibie vzhledem k femuru v průběhu pasivního flekčně/extenčního pohybu, v grafu jsou uvedeny mediánové hodnoty (tab. 3). Negativní hodnota značí vnitřní rotaci, pozitivní hodnota zevní rotaci



Tab. 2. Vyšetření rotační stability kolenního kloubu v 0°, 30°, 60°, 90° a 120° pro kolena před implantací UNI, po implantaci a u skupiny s provedenou ASK. Negativní hodnota značí vnitřní rotaci, pozitivní hodnota zevní rotaci

Úhel	Max. rozsah pohybu před implantací UNI	Medián rozsahu pohybu před implantací UNI	Max. rozsah pohybu po implantaci UNI	Medián rozsahu pohybu po implantaci UNI	Max. rozsah pohybu zdravého kolena	Medián rozsahu pohybu zdravého kolena
0°	-18,3° až 8,1°	<b>-14,3° až 4,8°</b>	-8,7° až 10,2°	<b>-3,4° až 7,3°</b>	-10,2° až 12,4°	<b>-5,5° až 8,1°</b>
30°	-25,6° až 20,3°	<b>-15,3° až 15,8°</b>	-21,1° až 14,3°	<b>-13,3° až 8,2°</b>	-19,4° až 15,7°	<b>-13,6° až 10,2°</b>
60°	-27,7° až 20,3°	<b>-16,9° až 14,1°</b>	-21,3° až 17,4°	<b>-15,7° až 9,1°</b>	-21,5° až 19,1°	<b>-16,4° až 10,6°</b>
90°	-32,6° až 25,4°	<b>-24,6° až 13,2°</b>	-24,3° až 18,2°	<b>-19,3° až 11,7°</b>	-26,1° až 18,3°	<b>-20,4° až 11,1°</b>
120°	-30,9° až 27,1°	<b>-21,3° až 3,9°</b>	-28,4° až 15,1°	<b>-19,9° až 9,5°</b>	-27,2° až 13,2°	<b>-18,2° až 8,3°</b>

Tab. 3. Rotační postavení tibie vzhledem k femuru v průběhu pasivního flekčně/extenčního pohybu u kolena před implantací UNI, po implantaci UNI a u skupiny s provedenou ASK. Negativní hodnota značí vnitřní rotaci, pozitivní hodnota zevní rotaci

	Pasivně flekční křivka – před implantací UNI – medián	Rozsah pasivně flekční křivky před implantací UNI	Pasivně flekční křivka – po implantaci UNI – medián	Rozsah pasivně flekční křivky po operaci UNI	Pasivně flekční křivka ASK – medián	Rozsah pasivně flekční křivky – ASK
0°	<b>-5,6°</b>	-7,9° až 1,2°	<b>2,7°</b>	-1,1° až 6,5°	<b>3,2°</b>	-0,8° až 7,5°
5°	<b>-5,8°</b>	-8,2° až 1,3°	<b>2,6°</b>	-1,2° až 5,2°	<b>2,4°</b>	-1,8° až 7,1°
10°	<b>-6,1°</b>	-8,5° až 1,1°	<b>2,4°</b>	-1,8° až 3,9°	<b>1,9°</b>	-2,3° až 6,6°
15°	<b>-6,2°</b>	-9,3° až 0,5°	<b>1,8°</b>	-2,3° až 3,9°	<b>1,5°</b>	-2,5° až 6,7°
20°	<b>-6,4°</b>	-9,5° až -0,6°	<b>1,7°</b>	-2,5° až 3,4°	<b>1,4°</b>	-2,7° až 5,4°
25°	<b>-6,5°</b>	-8,9° až -0,1°	<b>1,5°</b>	-2,4° až 3,4°	<b>1,1°</b>	-3,2° až 5,5°
30°	<b>-6,8°</b>	-8,7° až -0,4°	<b>0,9°</b>	-2,7° až 3,1°	<b>-0,3°</b>	-4,9° až 5,2°
35°	<b>-6,7°</b>	-8,5° až 0,7°	<b>1,2°</b>	-2,6° až 2,7°	<b>-0,4°</b>	-5,5° až 4,9°
40°	<b>-6,5°</b>	-8,8° až 1,2°	<b>1,4°</b>	-2,7° až 2,1°	<b>-0,6°</b>	-6,1° až 4,7°
45°	<b>-6,2°</b>	-8,5° až 1,5°	<b>0,5°</b>	-2,8° až 2,5°	<b>-0,8°</b>	-6,7° až 4,5°
50°	<b>-6,0°</b>	-9,2° až 0,4°	<b>-0,4°</b>	-3,3° až 2,3°	<b>-1,1°</b>	-7,0° až 4,4°
55°	<b>-5,7°</b>	-8,7° až -0,3°	<b>-1,0°</b>	-4,2° až 1,8°	<b>-1,4°</b>	-7,3° až 3,9°
60°	<b>-6,2°</b>	-8,6° až -0,8°	<b>-2,1°</b>	-3,9° až 1,2°	<b>-2,3°</b>	-7,2° až 3,8°
65°	<b>-6,5°</b>	-8,8° až -1,1°	<b>-2,7°</b>	-4,5° až 0,7°	<b>-2,9°</b>	-7,5° až 3,4°
70°	<b>-6,8°</b>	-8,2° až -1,3°	<b>-3,4°</b>	-5,2° až -0,2°	<b>-3,2°</b>	-8,2° až 2,9°
75°	<b>-6,7°</b>	-8,5° až -0,6°	<b>-3,5°</b>	-5,5° až -0,5°	<b>-3,1°</b>	-8,3° až 2,1°
80°	<b>-7,2°</b>	-9,0° až -1,1°	<b>-3,7°</b>	-5,8° až -0,7°	<b>-3,5°</b>	-8,7° až 2,0°
85°	<b>-7,7°</b>	-8,7° až -0,9°	<b>-3,8°</b>	-6,1° až -1,2°	<b>-4,4°</b>	-8,9° až 1,5°
90°	<b>-8,1°</b>	-8,9° až -0,1°	<b>-3,5°</b>	-6,2° až -1,5°	<b>-5,7°</b>	-9,2° až 1,0°
95°	<b>-8,5°</b>	-9,2° až -0,5°	<b>-4,6°</b>	-6,3° až -1,7°	<b>-6,5°</b>	-10,6° až -0,2°
100°	<b>-8,9°</b>	-10,6° až -0,9°	<b>-4,7°</b>	-6,4° až -1,5°	<b>-7,9°</b>	-10,5° až -0,7°
105°	<b>-9,4°</b>	-12,2° až -0,8°	<b>-7,2°</b>	-8,8° až -2,1°	<b>-8,8°</b>	-12,5° až -1,4°
110°	<b>-9,9°</b>	-12,9° až -1,2°	<b>-8,1°</b>	-11,8° až -3,5°	<b>-10,1°</b>	-14,2° až -4,6°
115°	<b>-10,5°</b>	-13,5° až -1,8°	<b>-10,2°</b>	-14,1° až -4,2°	<b>-11,8°</b>	-15,3° až -7,2°
120°	<b>-11,7°</b>	-14,9° až -2,2°	<b>-12,4°</b>	-17,6° až -3,8°	<b>-13,8°</b>	-16,9° až -8,1°



v průběhu pasivního flekčně/extenčního pohybu (tabulka 3 a graf 1). Vyšetření neprokázalo statisticky významnou odchylku při vyšetření mužského a ženského kolenního kloubu a nebyl zjištěn ani statisticky významný rozdíl mezi vyšetřením pravého a levého kolenního kloubu ( $p < 0,05$ ).

Vyšetření flekčního pohybu prokázalo, že v případě kloubů před implantací UNI je narušeno zevně rotační postavení kolenního kloubu. To je pravděpodobně dáno poškozením vnitřního kompartmentu. To se následně projevuje na přetrvávajícím vnitřním postavení, které se v průběhu celé křivky jen pozvolna upravuje do vnitřní rotace. Oproti tomu postavení kolenního kloubu po implantaci UNI i u zdravých kolenních kloubů je v extenzi jen v mírné zevní rotaci ( $2,7^\circ$  u kolena po implantaci, respektive  $3,2^\circ$  u zdravého), která postupně s narůstající flexí přechází do vnitřní rotace do maximálních hodnot při  $120^\circ$  (graf 1).

## DISKUSE

Osteoartrotický proces postihující kloub má za následek změny v kinematice a biomechanice postiženého kloubu (22, 13). To znamená, že pohyb v axiální (rotační) i sagitální (flexe/extenze) rovině neodpovídá kinematice zdravého kloubu. Podobně jako ve studiích jiných autorů dochází i v naší studii k předoperační deviaci křivky rotace ve srovnání se zdravým kolenním kloubem (5, 15, 16).

Z námi získaných dat vyplývá, že před implantací UNI dochází v průběhu prvních  $20^\circ$  pasivně flekčního pohybu pouze v malé míře k zapojení tzv. the screw-home mechanismu, tedy uzamčení kolenního kloubu statickými stabilizátory kolenního kloubu (26). Jde o následek artrotického procesu, který mění tvar artikulačních povrchů (15). Zde je možné předpokládat opětovné uplatnění "the screw-home" mechanismu prostřednictvím statických stabilizátorů kolenního kloubu, zejména předního zkříženého vazy po implantaci UNI.

Podobně jako Nagoa a spol. (19) jsme pozorovali omezení zevní rotace kolenního kloubu mezi  $0^\circ$ – $20^\circ$  flexe. Zároveň z našich výsledků vyplývá, že s poklesem zevní rotace dochází k nárůstu vnitřní rotace, což je způsobeno relativní insuficiencí předního zkříženého vazy při poškození vnitřního kompartmentu artrotickým procesem.

Ke stejnému závěru dospěl i Fiacchi a Hamai (5, 7). Z jejich získaných dat vyplývá, že artrotický proces vyvolává vznik kloubní laxity s relativní insuficiencí LCA a s tím spojenou větší předozadní translaci tibiálního plato. To vše vede k další progresi postižení kloubu. Tuto myšlenku podporuje Citaka zabývající se kolenním kloubem s implantovaným UNI a insuficiencí LCA (3). Po náhradě LCA došlo k upravení kinematiky kolenního kloubu na úroveň intaktního kolenního kloubu.

T. Heyse a spol. se zaměřili na porovnání kinematiky kolenního kloubu před a po implantaci UNI u kadave-

různých preparátů (8). Publikovaná studie dokazuje, že po implantaci dochází, i přes mírné odchylky, k úpravě nativní kinematiky kolenního kloubu. Změny, které byly nalezeny, odpovídají nesouladu v geometrii náhrady oproti nativnímu kolennímu kloubu při chybění mediálního menisku.

Významným prvkem naší studie je užití intrakortikálních pinů k odběru dat. V minulosti byly kolenní klouby vyšetřovány za pomoci reflexních markerů přiložených na kůži, eventuálně byly použity povrchové kostní markery (18, 21). Z práce Reinschmidt a spol. vyplývá, že uváděné průměrné chyby ve vztahu k rozsahu pohybu kolenního kloubu během stejné fáze chodu jsou až 21% (flexe/extenze), 63% (vnitřní/vnější rotace) a 70% (abdukce/addukce) (21). Podobně Houck a spol. našli rozdíly absolutních čísel více než  $2^\circ$  při měření frontálních, sagitálních i transverzálních pohybů (9).

Právě využitím intraoseální fixace je možno se těchto chyb vyvarovat (10, 14). Jak dokázali Benoit L. a spol. (2). Na 8 dobrovolnících provedl *in vivo* vyšetření kinematiky kolenního kloubu při chůzi s užitím intraoseální fixace pinů zavedených v lokální anestezii. Z jeho práce vyplývá, že nejpresnější měření kinematiky kolenního kloubu je právě při užití intraoseální fixace pinů.

K dalším možnostem, jak získat informace o kinematice kolenního kloubu, patří užití CT 3D modelu a dynamického X-ray systému (4, 5, 11, 15) nebo podobně jako Kozanek a spol. užitím MRI 3D modelu (12). Výsledkem je přesný model kolenního kloubu, který umožňuje posouzení kinematiky a postavení kloubu v průběhu celého flekčně/extenčního pohybu. Limitací těchto modelů je "atypický pohyb", v našem případě maximální vnitřní a zevní rotační pohyb a dále vedený flekčně/extenční pohyb, který není pomocí počítačových či kadaverózních modelů možno plně nasimulovat.

Z výše uvedených prací vyplývá, že artrotický proces má vliv na kinematiku kolenního kloubu (4, 17, 22, 26). Výhodou naší studie je provedení vyšetření pomocí intraoseálních pinů a tedy i přesnost získaných dat. Doposud nebyla publikována studie zaměřená na kinematickou analýzu kolenního kloubu *in vivo* – studie u zdravých jedinců v souvislosti s posouzením vlivu na kinematiku kolenního kloubu před a po implantaci UNI.

## ZÁVĚR

Znalost fyziologické kinematiky kolenního kloubu je důležitá při řešení jeho onemocnění, nejčastěji artrózy kloubní náhradou. Snahou při těchto výkonech by mělo být obnovení fyziologického pohybu v kloubu, aby nebyl přetěžován ligamentózní a svalový aparát. Toho je možno dosáhnout implantací UNI v případě poškození vnitřního kompartmentu po splnění základních indikačních kritérií. Implantace UNI pomáhá navrátit rozsah pohybu zevní i vnitřní rotace do požadovaných hodnot.

## Literatura

- Arneja S, Leith J. Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2009;17:77–79.
- Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture*. 2006; 24:152–164.
- Citak M, Bosscher MR, Citak M, Musahl V, Pearle AD, Suero EM. Anterior cruciate ligament reconstruction after unicompartmental knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19:1683–1688.
- Dennis D, Komistek R, Scuderi G, Argenson JN, Insall J, Mahfouz M, Aubaniac JM, Haas B. In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartmental or total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83:104–115.
- Fiacchi F, Zambianchi F, Digennaro V, Ricchiuto I, Mugnai R, Catani F. In vivo kinematics of medial unicompartmental osteoarthritic knees during activities of daily living. *Knee*. 2014;21(Suppl 1):S10–14.
- Ghomrawi HM, Eggman AA, Pearle AD. Effect of age on cost-effectiveness of unicompartmental knee arthroplasty compared with total knee arthroplasty in the U.S. *J Bone Joint Surg Am*. 2015;97:396–402.
- Hamai S, Moro-oka T, Miura H, Shimoto T, Higaki H, Fregly BJ, Iwamoto Y, Banks SA. Knee kinematics in medial osteoarthritis during in vivo weight-bearing activities. *J Orthop Res*. 2009;27:1555–1561.
- Heyse TJ, El-Zayat BF, De Corte R, Chevalier Y, Scheys L, Innocenti B, Fuchs-Winkelmann S, Labey L. UKA closely preserves natural knee kinematics in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22:1902–1910.
- Houck J, Yack HJ, Cuddeford T. Validity and comparisons of tibio-femoral orientations and displacement using a femoral cracking device during early to mid stance of walking. *Gait Posture*. 2004;19:76–84.
- Ishii Y, Terajima K, Terashima S. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 1997;343:144–150.
- Kitagawa A, Ishida K, Chin T, Tsumura N, Iguchi T. Partial restoration of knee kinematics in severe valgus deformity using the medial-pivot total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22:1599–1606.
- Kozanek M, Hosseini A, Liu F. Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. *J Biomech*. 2009; 42:1877–1884.
- Kubát P., Ptáček Z., Biomechanické parametry a klinické výsledky unikompartmentální náhrady Oxford Phase III. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2011;78:367–372.
- LaFortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ 3rd. The use of intracortical pins to measure the motion of the knee joint during walking. *J Biomech*. 1992;25:347–357.
- Matsui Y, Kadoya Y, Uehara K, Kobayashi A, Takaoka K. Rotational deformity in varus osteoarthritis of the knee: analysis with computed tomography. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;433:147–151.
- Moro-oka TA, Hamai S, Miura H, Shimoto T, Higaki H, Fregly BJ, Iwamoto Y, Banks SA. Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. *J Orthop Res*. 2008;26:428–434.
- Moschella D, Blasi A, Leardini A, Ensini A, Catani F. Wear patterns on tibial plateau from varus osteoarthritic knees. *Clin Biomech*. 2006;21:152–158.
- Most E, Axe J, Rubash H, Li G. Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. *J Biomech*. 2004;37:11743–1748.
- Nagao N, Tachibana T, Mizuno K. The rotational angle in osteoarthritic knees. *Int Orthop*. 1998;22:282–287.
- Price AJ, Webb J, Topf H, Dodd CA, Goodfellow JW, Murray DW; Oxford Hip and Knee Group. Rapid recovery after oxford unicompartmental arthroplasty through a short incision. *J Arthroplasty*. 2001;16:970–976.
- Reinschmidt C. Three-dimensional tibiofemoral and tibiofemoral kinematics during human locomotion – measured with external and bone markers. Medical Science, University of Calgary, Canada, 1996.
- Rutherford D, Baker M, Wong I, Stanish W. The effect of age and knee osteoarthritis on muscle activation patterns and knee joint biomechanics during dual belt treadmill gait. *J Electromyogr Kinesiol*. 2017;34:58–64.
- Scuderi G., Bourne R., Noble P. The New Knee Society Knee Scoring System. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470:3–19.
- Smoger LM, Fitzpatrick CK, Clary CW, Cyr AJ, Maletsky LP, Rullkoetter PJ, Laz PJ. Statistical modeling to characterize relationships between knee anatomy and kinematics. *J Orthop Res*. 2015;33:1620–1630.
- Uzun M, Bulbul M, Ayanoglu S, Dedeoglu S, Esenyele CZ, Gurbuz H. Střednědobé výsledky unikompartmentální náhrady kolenního kloubu. *Acta Chir Orthop. Traumatol Cech*. 2013;80:226–229.
- Williams A., Phillips C. Functional In Vivo Kinematic Analysis of the Normal Knee. In: Bellemans J., Ries M.D, Victor J.M. (eds) *Total Knee Arthroplasty*. Springer, Berlin, Heidelberg 2005

## Korespondující autor:

MUDr. Filip Buček  
Ortopedicko-traumatologické oddělení  
Nemocnice Znojmo  
MUDr. Jana Jánského 11  
669 02 Znojmo  
E-mail: filip.bucek@nemzn.cz