

Rotační laxita kolenního kloubu – *in vivo* NMR studie

Rotational Laxity of the Knee Joint – *In Vivo* MRI Study

K. NĚMEC¹, M. PLAJNER², J. KRÁSENSKÝ³, I. LANDOR⁴, J. LESENSKÝ¹, V. PINSKEROVÁ⁴

¹ Ortopedická klinika 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Nemocnice Na Bulovce, Praha

² Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, České vysoké učení technické, Praha

³ Radiodiagnostická klinika 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice, Praha

⁴ 1. ortopedická klinika 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice v Motole, Praha

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The purpose of the study was to evaluate tibio-femoral rotation during a simulated squat and to investigate the relationship between the rotational position of the femur in full extension and the amount of external rotation of the femur on the tibia during flexion.

MATERIAL AND METHODS

Part 1: MRIs of volunteers

Data on healthy knees of 10 volunteers were obtained using 2D MRI measurements. The foot and the ankle were fixed to prevent rotation and adduction/abduction movements. Sagittal MRIs of the knees have been performed in 4 positions of flexion. The amount of longitudinal rotation in each position of flexion was calculated.

Part 2: Mathematical model experiment

a) The model of the femur has been positioned in the 3D coordinate system in full extension and at 12.8° of internal rotation and then flexed to 90° without longitudinal rotation. The distance between the centre of the femoral head and the sagittal plane passing through the centre of the knee was then measured.

b) Subsequently, the femur was flexed and rotation allowed to retain femoral head within the sagittal plane. The amount of femoral rotation was then calculated.

RESULTS

Part 1:

In full extension the femur was on average in 12.8° of IR relative to the tibia. By 90° flexion femur rotated on average 12.2° externally.

Part 2:

a) From full extension to 90° flexion the femoral head moved 93.1 mm laterally from the sagittal plane.

b) Between full extension and 90° flexion the femur rotated 12.8° externally, a degree which corresponds to the amount of initial internal rotation of the femur in full extension.

DISCUSSION

The most important finding of the presented *in vivo* study lies in the fact that in normal knees with tibia rotationally fixed flexion is always coupled with femoral external rotation in order to keep the femoral head in the acetabulum. This rotation is obligatory.

CONCLUSIONS

We have demonstrated that if the tibia is rotationally fixed, the knee flexion is possible only when accompanied by femoral external rotation to keep the femoral head in the acetabulum.

A mathematical description of the experiment has been proposed, the results of which confirm the stated premise. This finding can be explained by initial internal rotation of the femur in full extension of the knee and is allowed by the shape of articulating bones and tension of soft tissues

Key words: knee, terminal extension, knee rotation, knee movement, MRI, hip joint.

ÚVOD

Četní autoři popisují, že flexe kolenního kloubu je spojena s vnitřní rotací tibie (4, 7, 27, 30, 33, 39, 46), nicméně velikost této rotace se u jednotlivých autorů značně liší (51). Tato variabilita je pravděpodobně dána rozdílným vybavením užitým při testech, rozdílnou definicí použité soustavy souřadnic a rozdílnými testovacími metodami (44, 49, 51). Tendence k tomuto pohybu je podmíněna mediálním kondylem femuru, který je vůči tibii ventrodorzálně stabilnější než kondyl laterální (8, 15).

Z anatomického hlediska je stabilita mediálního kompartmentu dána tím, že:

1. zadní roh mediálního menisku je k tibii pevně fixován pomocí *ligamentum coronarium mediale* (6);
2. vnitřní postranní vaz má v průběhu flexe kolena velmi malou laxitu (kolem 2 mm v 90° flexi (45);
3. zadní zkřížený vaz se v průběhu flexe tonizuje (12, 32);
4. ventrální část tibiálního plateau stoupá proximálně a tvoří tak spolu se zadním rohem mediálního menisku mělkou kongruentní „jamku“ pro mediální kondyl femuru (analogie acetabula). Tato „jamka“ zajišťuje předozadní stabilitu v rozsahu flexe od 10° (30°) do 120° (34). Od 10° (30°) do plné extenze se femorální kontakt posouvá ventrálně na tibiální extenční fasetu (26, 43, 50) – tzv. femoral rocking – termín poprvé užil Steindlerem (43).

Anatomie laterálního kompartmentu kolena je v přímém kontrastu s tím mediálním:

1. laterální meniskus je předozadně mobilní (8) a může se s femurem po tibii volně pohybovat o 15–19 mm (20, 21);
2. laxita zevního postranního vazy při flexi kolena postupně roste a v 90° flexi činí kolem 7 mm (45);
3. laterální tibiální plateau je v místě kontaktu s femurem ploché (26).

Anatomie mediálního a laterálního kompartmentu umožňuje, ale nepodmiňuje, vzájemnou rotaci femuru a tibie. Mediální kondyl femuru, který je předozadně fixován, tvoří *fulcrum*, okolo kterého se může laterální femorální kondyl obloukem předozadně posouvat po tibii. To vede k jeho zevní rotaci při flexi kolena (15).

Haughom uvádí, že pasivní rotace kolenního kloubu není kinematicky významná a není jasné, jaký dopad může mít pasivní rotační laxita na funkční pohyb kolenního kloubu (18).

Během posledních let byly pro měření tibiofemorální rotace a stanovení statické rotační laxity kolena vytvořeny různé metody a mechanické přístroje (9, 11, 18, 41), méně pozornosti však bylo věnováno tomu, zda je tato rotace nezbytná, či zda může být potlačena (16, 20).

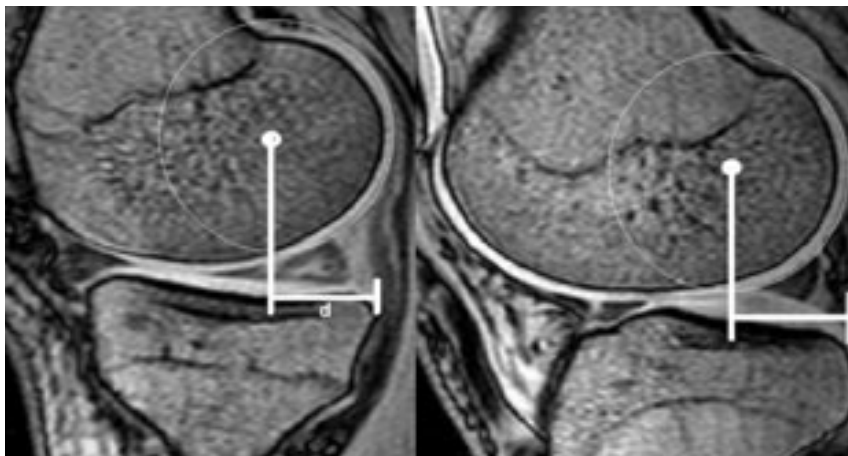
Ostatní autoři využili k zobrazení flexe živých a kada-verózních kolen kortikální markery (25, 35, 36), CT (1, 39), RSA (24) a fluoroskopii (2). Přestože kortikální markery umožňují přímé měření pohybu, jde o metodu invazivní. Nevýhodou CT a fluoroskopie je u živých subjektů radiační zátěž. NMR byla k popisu pohybu kolena u živých subjektů použita mnohými autory (9, 18, 21, 22, 33) a výsledky byly následně ověřeny pomocí RSA v kombinaci s CT, včetně trojrozměrné rekonstrukce (29).

Cílem naší studie bylo zhodnocení tibiofemorální rotace během simulovaného dřepu za specifických okolností, kdy byla tibie rotačně fixována, a objasnění vztahu mezi rotační polohou femuru v plné extenzi kolena a velikostí jeho zevní rotace vůči tibii během flexe.

MATERIÁL A METODIKA

Část 1: NMR dobrovolníků

Pravý kolenní kloub deseti dobrovolníků (10 žen, průměrná hmotnost 61,5 kg (54,6–68,3 kg), průměrný věk 22,6 let (22,1–22,9 let), průměrné BMI 22) bez anamnézy poranění či abnormality kolenního kloubu byl vyšetřen pomocí přístroje *1.5 Tesla Gyroscan MRI* (Philips Medical Systems, Eindhoven, Nizozemsko). Všichni dobrovolníci podali před účastí ve studii informovaný souhlas. Dobrovolníci byli umístěni do NMR přístroje v poloze na zádech s pravou nohou fixovanou v poloze s neutrální rotací pomocí NMR-kompatibilního aparátu podobného tomu, který navrhoval Haughom (18). Tato fixace umožnila flexi kolenního kloubu bez rotačních a dukčních pohybů nohy a bérce. Neutrální rotace nohy byla definována tak, že prsty dobrovolníků směřovaly v pravém úhlu vůči podložce vzhůru. Pánev dobrovolníků byla fixována širokým popruhem k vyšetřovacímu stolu. To zajistilo rotaci femuru mezi imobilizovaným acetabulem a rotačně fixovanou tibíí. Sagitální NMR řezy kolenním kloubem byly provedeny s následujícími parametry: THK/Gap, 3/0.3 mm; TR, 5000 ms; TE, 30 ms; FOV, 160 mm a FA, 90 s. Zobrazení bylo prováděno ve 4 polohách kolena: plná extenze, 30°, 60° a 90° flexe. Pro zajištění maximální pasivní extenze kolena byla pata vyšetřované končetiny podepřena 5cm podložkou. Data byla vyhodnocena pomocí dříve popsané metody (21). Byla měřena vzdálenost středu cirkulární dorzální části femorálního kondylu (centrum flekční facety, Flexion Facet Centre, FFC) od zadní kortikální ipsilaterální tibie (obr. 1) a následně vypočtena velikost longitudinální rotace v jednotlivých polohách flexe kolena. Vzhledem k tomu, že tibie byla rotačně fixována, tibiofemorální rotace byla měřena analýzou pohybu femuru vůči tibii. V plné extenzi byla provedena magnetická rezonance celého femuru včetně kyčle a změřena délka stehenní kosti (určena jako vzdálenost mezi středem hlavičky femuru a středem osy flexe (spojnice mezi dvěma FFC). Navíc byla změřena i vzdálenost mezi mediálním a laterálním FFC.



Obr. 1. Vzdálenost (*d*) středu cirkulární dorzální části femuru (FFC) od ipsilaterální dorzální kortikální tibie mediálně (vlevo) a laterálně (vpravo). Viz text a tabulka 1.



Obr. 2.
Trojrozměrný systém
koordinant užitý
k matematickému
popisu pohybů
femuru (viz text).

Všechna měření byla prováděna dvakrát dvěma autory za použití programu *Scanview* (*Scanview.cz*, vyvinutý J. Krásenským, Radiodiagnostická klinika 1. LF UK a VFN, Praha). Přesnost měření hodnotícího a mezi hodnotícími byla stanovena za pomoci test-retest metody ze dvou měření ve dvoutýdenních intervalech. Chyba měření ve vztahu k identifikaci FFC a vzdálenosti jejich vzdálenosti od dorzální kortikalis tibie byla ± 1 mm u jednoho hodnotícího a $\pm 1,5$ mm mezi dvěma hodnotícími. Pro statistické vyhodnocení byl proveden párovaný t-test, Pearsonův korelační koeficient a koeficient determinace (R^2) s užitím programu *IBM SPSS Statistics 22.0*. Hladina statistické významnosti byla stanovena $p < 0,01$.

Část 2: matematický model

Pro popis pohybů femuru jsme užili trojrozměrnou soustavu souřadnic vycházející z práce Grooda a Suntaye (17) (obr. 2):

- počátek byl umístěn na flekční ose (mediolaterálně) v polovině vzdálenosti mezi dvěma FFC,
 - osa x byla definována v mediolaterálním směru, kladná laterálně (flekční osa),
 - osa y byla definována v předozadním směru, kladná vpředu (osa addukce/abdukce),
 - osa z byla vertikální souřadnice, kladná proximálně (osa zevní/vnitřní rotace).
- Odpovídajícími rovinami byly: y - z (sagitální rovina), x - z (frontální rovina) a x - y (horizontální rovina).

Mechanická osa femuru (procházející proximálně hlavicí stehenní kosti a distálně středem distálního femuru, tj. začátkem soustavy souřadnic) v plné extenzi odpovídala ose z .

Frontální rovina zahrnovala osu z a byla umístěna tak, že na ní leželo mediální a laterální FFC. Počátečním bodem soustavy byl průsečík tří definovaných os.



Obr. 3. Model kolene zobrazující odklon hlavičky femuru od sagitální osy ve 4 polohách flexe kolenního kloubu. Viz text a tabulka 3.

Matematický experiment byl proveden následovně:

Délka femuru byla 420 mm a vzdálenost mezi dvěma FFC byla 47 mm (průměrné hodnoty naměřené u deseti dobrovolníků v klinické části studie).

a) Femur byl umístěn do trojrozměrné soustavy souřadnic v plné extenzi a 12,8° vnitřní rotaci (průměrná hodnota naměřená u deseti dobrovolníků) vůči frontální rovině. Při prosté flexi bez longitudinální rotace se hlavička femuru pohybovala v rovině svírající úhel 12,8° vůči rovině sagitální. Vzdálenost mezi středem hlavičky femuru a sagitální rovinou byla následně měřena v 10stupňových intervalech flexe až do 90°. Obrázek 3 ukazuje (na modelu kolena) rostoucí oddálení hlavičky femuru ze sagitální roviny ve čtyřech úhlech flexe (analogických těm, které byly použity v experimentu s dobrovolníky, tj. v extenzi, 30°, 60° a 90° flexe).

b) Poloha v plné extenzi byla stejná jako v první části experimentu. V tomto případě však byla při flexi umožněna longitudinální rotace tak, aby hlavička femuru byla udržena v sagitální rovině. Polohy flekční osy (dále osa " f ") z extenze do 90° flexe byly vypočteny v trojrozměrné soustavě souřadnic za použití minimální možné rotace. Jediným pevným bodem byl počátek soustavy souřadnic.

V plné extenzi byl úhel mezi osou " f " a frontální rovinou určen průměrnou polohou femuru vůči tibii u deseti dobrovolníků (tj. 12,8°). Následně byl vypočten úhel " ϕ " jako úhel mezi rotovanou polohou osy " f " a její původní polohou.

Matematické řešení problému (které zde nerozvádíme) vytváří unikátní novou polohu osy " f ", která udržuje femorální hlavičku v sagitální rovině pro každý úhel flexe.

VÝSLEDKY

Část 1

Průměrná délka femuru (měřená jako vzdálenost mezi středem hlavičky stehenní kosti a bodem ve středu úsečky ohraničené dvěma FFC) byla 420 mm (SD 0,8), vzdálenost mezi mediálním a laterálním FFC byla 47 mm (SD 0,3).

Polohy kondylů femuru ve 4 testovaných stupních flexe kolena (měřené v mm jako vzdálenosti mediálního a laterálního FFC od dorzální kortikalis tibie) jsou zaznamenány v tabulce 1. V hyperextenzi kolena byla vzdálenost mediálního kondylu femuru od dorzální kortikalis tibie v průměru 18,4 mm, laterálního 23,5 mm (tab. 1).

Mezi hyperextenzí a 90° flexí kolena se mediální kondyl femuru pohyboval v průměru o 0,4 mm (SD 1) ventrálně, zatímco kondyl laterální se posouval dorzálně o 9,5 mm (SD 1,7).

V hyperextenzi byl femur průměrně v 12,8° (SD 1,07) vnitřní rotaci, v 90° flexi v 0,6° (SD 0,5) vnitřní rotaci (obr. 4). Z plné extenze do 90° flexe tedy femur rotoval v průměru o 12,2° zevně (tab. 2). Počáteční vnitřní rotace v hyperextenzi byla přímo úměrná velikosti zevní rotace femuru během flexe ($p < 0,01$). Pozorovali jsme lineární vztah mezi flexí kolena a zevní rotací femuru (Pearsonův koeficient 0,96, koeficient determinace 0,95), (tab. 2) s jednou výjimkou, že mezi extenzí a 30° flexí femur vnitřně rotoval v průměru o 5,6°, což znamená, že 47 % celkové rotace probíhalo během této části flexe.

Průměrná hyperextenze kolena byla 6° (SD 1,2). Nenašli jsme žádný vztah mezi stupněm hyperextenze a stupněm iniciální vnitřní rotace femuru ($p > 0,01$).

Část 2a

V extenzi ležel střed hlavičky femuru v sagitální rovině. Pokud femur flektoval bez longitudinální rotace, vzdálenost mezi středem hlavičky stehenní kosti a sagitální rovinou vzrostla na 93,1 mm v 90° flexi (obr. 3).

Polohy hlavičky femuru v trojrozměrné soustavě souřadnic v 10° intervalech flexe do 90° jsou uvedeny v tabulce 3.

Část 2b

Výsledky jsou uvedeny v tabulce 4. Pro flexi v 10° intervalech jde o následující hodnoty:

Tab. 1. Vzdálenost FFC mediálně/laterálně od zadní kortikalis tibie v mm ve 4 polohách flexe kolenního kloubu u 10 dobrovolníků

Dobrovolník	Extenze		30°		60°		90°	
	med	lat	med	lat	med	lat	med	lat
1	20	24	20	17	19	14	19	12
2	20	24	20	21	20	18	20	16
3	18	21	17	17	17	14	18	12
4	19	23	20	20	20	18	20	16
5	17	23	17	19	17	15	18	13
6	18	23	19	17	19	15	18	12
7	18	22	19	16	18	15	18	13
8	19	24	18	20	19	18	18	15
9	18	26	19	20	20	18	20	16
10	17	22	17	19	17	16	17	13
Průměr	18,4	23,5	18,7	19	18,6	16,3	18,8	13,8
SD	1	1,6	1,3	1,9	1,2	2,1	1,3	1,7

Tab. 2. Stupně vnitřní rotace femuru ve 4 polohách flexe kolenního kloubu u 10 dobrovolníků. Pearsonův koeficient a koeficient determinace (viz text)

VR femuru Subjekt	EXT	30°	60°	90°	Pearsonův koeficient	Koeficient determinace (R^2)
1	11,3	5,3	2,3	-0,5	-0.981	0.961
2	11,9	7,2	5,5	1	-0.986	0.972
3	10,2	7,2	4,2	0	-0.996	0.992
4	11,8	7,1	4,5	1,1	-0.993	0.986
5	13,5	8,4	4,8	0,8	-0.997	0.994
6	12,8	7,1	2,9	0	-0.989	0.979
7	11,8	6,5	3,9	0,9	-0.986	0.972
8	13,6	8,3	4,1	1	-0.993	0.986
9	13,9	8,2	4,1	0,7	-0.993	0.986
10	13	8,1	5,4	0,5	-0.994	0.988
Průměr	12,8	7,3	4,2	0,6	Všechny subjekty 0.974	Všechny subjekty 0.949
SD	1,1	1,0	0,9	0,5		

Tab. 3. Koordinanty polohy hlavičky femuru během flexe kolenního kloubu bez longitudinální rotace (vzdálenosti centra hlavičky femuru od sagitální (y-z), frontální (x-z) a horizontální (x-y) roviny v mm)

Flexe (α) [stupně]	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90
y-z [mm]	0	16,2	31,8	46,5	59,8	71,3	80,6	87,4	91,6	93,1
x-z [mm]	0	71,1	140,1	204,8	263,3	313,7	354,7	384,9	403,3	409,6
x-y [mm]	420,0	413,6	394,7	363,7	321,7	270,0	210,0	143,6	72,9	0

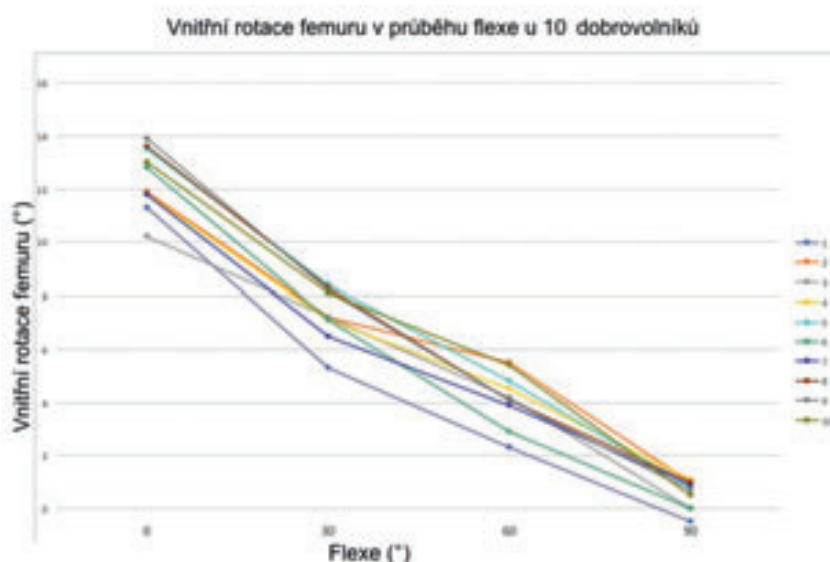
- úhel “ ϕ ” jako (minimální) úhel mezi počáteční a novou polohou osy “f”,
 - úhel “ β ” jako úhel mezi projekcí osy “f” do horizontální roviny a frontální rovinou (povšimněte si počáteční hodnoty 12,8°) a
 - poloha laterálního FFC v mm při jeho pohybu s osou “f” (mediální FFC se pohyboval totožně, ale v opačném směru).
- S rostoucí flexí rostl též úhel “ ϕ ” na 12,8° v 90° flexi; úhel “ β ” se snižoval a v 90° flexi dosáhl hodnoty 0°.

DISKUSE

Nejvýznamnějším poznatkem této *in vivo* studie je fakt, že u zdravých kolen s rotačně fixovanou tibí je jejich flexe vždy spojena se zevní rotací femuru tak,

Tab. 4. Rotační úhly osy "f" (ϕ), úhel mezi projekcí osy "f" do horizontální a frontální roviny (β) a koordináty laterálního FFC během flexe kolenního kloubu (vzdálenosti laterálního FFC od sagitální (y-z), frontální (x-z) a horizontální (x-y) roviny v mm, viz text)

Flexe (α) [stupně]	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90
ϕ [stupně]	0,00	2,20	4,35	6,36	8,18	9,77	11,06	12,02	12,60	12,80
β [stupně]	12,80	12,42	11,32	9,62	7,55	5,33	3,24	1,52	0,39	0,00
y-z [mm]	22,92	22,93	22,98	23,06	23,15	23,25	23,35	23,43	23,48	23,50
x-z [mm]	5,20	5,05	4,61	3,93	3,09	2,18	1,33	0,62	0,16	0,00
x-y [mm]	0,00	0,89	1,68	2,27	2,59	2,60	2,30	1,71	0,91	0,00



Obr. 4. Vnitřní rotace femuru ve 4 polohách flexe kolenního kloubu (ve stupních). Viz text a tabulka 2.

aby hlavičky femuru byla udržena v acetabulu. Tato rotace je tedy nezbytnou součástí flexe kolenního kloubu.

Naše pozorování ukázalo, že:

1. v hyperextenzi byl femur v průměru ve 12,8° vnitřní rotaci. Tento nálezn je v souladu s jinými studiemi (21, 22),
2. v hyperextenzi bylo mediální FFC dorzálněji ve srovnání s jeho polohou popisovanou v literatuře (20, 21). To nasvědčuje tomu, že v naší studii byla extenze (resp. hyperextenze) kolena větší, než ve studiích jiných;
3. během flexe kolena femur rotoval zevně, což odpovídá pozorování dalších autorů (4, 7, 27, 30, 33, 39, 46) a
4. v 90° flexi byl femur v neutrální rotaci. To dává smysl: jestli je femorální zevní rotace nezbytná k udržení hlavičky v acetabulu na počátku flexe, nemůže stejně tak femur rotovat zevně za nulovou rotaci bez teoretické protruze hlavičky femuru do acetabula.

V experimentálním matematickém modelu v části 2a byla longitudinální rotace během flexe potlačena. Hlavička femuru se vychýlila 93,1 mm laterálně ze sagitální roviny probíhající středem kyčelního kloubu. U živých subjektů by taková poloha bez luxace hlavičky femuru z acetabula byla nemožná.

V části 2b matematického experimentu jsme demonstrovali, že při rotační fixaci nohy a bérce (tj. analogii dřepu s oběma nohama fixovanými k podložce), je flexe kolena možná pouze tehdy, je-li provázána zevní rotací femuru.

Naše studie má několik omezení. Především velikost studovaného souboru je poměrně malá a všichni dobrovolníci byli ženského pohlaví. Další limitací byl fakt, že kolena dobrovolníků byla zobrazena pouze do 90° flexe, což byl úhel, který nám umožnil uzavřený NMR přístroj.

Pro matematický model jsme použili kartézskou soustavu souřadnic založenou na popisu Grooda a Suntaye (17). Mechanická osa, kolem které femur rotuje vnitřně a zevně, byla zvolena jako spojnice středu hlavičky femuru a středu distální části femuru a na ni byl umístěn průřez tří os. Poloha této osy však v klinické části studie byla mediálně od té, která byla užita v matematickém modelu. Pozorování ukázalo minimální předozadní translaci mediálního FFC (0,4 mm) a větší předozadní posun laterálního FFC (9,7 mm). Tato kombinace umísťuje střed longitudinální rotace mediálně, což odpovídá i dřívějším poznatkům (15, 34).

V matematickém experimentu byly výpočty v trojrozměrné soustavě souřadnic provedeny s použitím minimální rotace. Přesto však existuje nekonečné množství rotačních/translačních pohybů femuru, které by nás dovedly k cíli. Omezili jsme se výhradně na ten model, který nabízí pokračující funkci úhlů rotace s narůstající flexí. Tento předpoklad možná neodráží realitu, protože žádný bod nemusí být neměnný a různé kolenní klouby se budou chovat odlišně. Pro účely výpočtu byl model kolena idealizován do této podoby. I kdyby tento bod nebyl stacionární, výsledky našich výpočtů by to ovlivnilo jen minimálně; naše úvaha, hlavní myšlenka a pozorování by zůstaly stejné.

Mnoho současných konvenčních typů implantátů kolenního kloubu nerespektuje fyziologickou kinematiku kolenního kloubu (3, 5, 13, 48). Design femorální komponenty o několika poloměrech má zajišťovat tzv. "roll-back" pohyb během flexe. Bohužel, místo tohoto pohybu, femorální kondyly často sklouznou dopředu během střední fáze flexe – tzv. paradoxní pohyb (3, 13, 14, 19, 28, 31, 47, 48). K vyřešení tohoto problému byla vyvinuta skupina endoprotéz s mediálním středem otáčení (medial pivoting). Design těchto implantátů odráží přirozenou kinematiku kolenního kloubu. Plně kongruentní mediální kompartment (tzv. "ball-in-socket" design) zajišťuje předozadní stabilitu, zatímco méně

fixovaný laterální kompartment umožňuje rotaci kolem mediální osy (5, 10, 23, 37, 38, 40, 42).

ZÁVĚR

Klinickým významem této studie je lepší porozumění funkčnímu pohybu kolenního kloubu, zejména pak vysvětlení vlivu longitudinální rotace na polohu hlavičky femuru vůči acetabulu. Prokázali jsme, že u rotačně fixované nohy a bérce, je flexe kolena možná jen tehdy, je-li doprovázena zevní rotací femuru. Výsledky mohou poskytnout užitečné informace pro design a umístění komponent při totální náhradě kolenního kloubu. Design femorální komponenty o několika poloměrech má zajišťovat tzv. "roll-back" pohyb během flexe. Byla vyvinuta skupina endoprotéz, jejichž design odráží přirozenou kinematiku kolenního kloubu. Tato práce potvrzuje předchozí nálezy, týkající se přirozené kinematiky kolenního kloubu, a podporuje myšlenku totální náhrady kolena s mediální rotací.

Literatura

- Asano T, Akagi M, Tanaka K, Tamura J, Nakamura T. In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;388:157–166.
- Banks SA, Hodge WA. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1996;43:638–649.
- Banks SA, Markovich GD, Hodge WA. In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty.* 1997;12:297–303.
- Biden E, O Connor J, Goodfellow J. Tibial rotation in the cadaver knee. *Orthopaedic Research Society 30th Annual Meeting, Atlanta,* 1984.
- Blaha J. The rationale for a total knee implant that confers antero-posterior stability throughout range of motion. *J Arthroplasty.* 2004;1:22–26.
- Brantigan O, Voshell A. The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1941;23:44–66.
- Braune W, Fischer O. Die Bewegungen des Kniegelenks nach einer neuen Methode am lebenden Menschen gemessen. *Hirtzel, Leipzig,* 1981.
- Bugnion E. *Le Mécanisme du Genou.* Ch Viret-Genton, Lausanne, 1892.
- Chen, B, Lambrou, T, Offiah, AC, Teixeira, PAG, Fry, M, Todd-Prokopek, A. An in vivo subject-specific 3D functional knee joint model using combined MR imaging. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2013;8:741–750.
- Chinzei N, Ishida K, Tsumura N, Matsumoto T, Kitagawa A, Iguchi T, Nishida K, Akisue T, Kuroda R, Kurosaka M. Satisfactory results at 8 years mean follow-up after ADVANCE® medial-pivot total knee arthroplasty. *Knee.* 2014;21:387–390.
- Chung JH, Ryu KJ, Lee DH, Yoon KH, Park YW, Kim HJ, Kim JH. An analysis of normative data on the knee rotatory profile and the usefulness of the Rotatometer, a new instrument for measuring tibiofemoral rotation: the reliability of the knee Rotatometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015;23:2727–2733.
- DeFrate LE, Gill TJ, Guoan L. In vivo function of the posterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med.* 2004;32:1–6.
- Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR. In vivo fluoroscopic analysis of fixed-bearing total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:114–121.
- Dennis DA, Komistek RD, Stiehl JB, Walker SA, Dennis KN. Range of motion after total knee arthroplasty: the effect of implant design and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty.* 1998;13:748–752.
- Freeman MAR, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech.* 2005;38:197–208.
- Fuss FK. Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *Am J Anat.* 1989;184:165–176.
- Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105(2):136–44.
- Haughom BD, Souza R, Schairer WW, Li X, Ma CB. Evaluating rotational kinematics of the knee in ACL-ruptured and healthy patients using 3.0 Tesla magnetic resonance imaging. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20:663–670.
- Heyse TJ, Slane J, Peersman G, Dirckx M, van de Vyver A, Dworschak P, Fuchs-Winkelmann S, Scheys L. Kinematics of a bicruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25:1784–1791.
- Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MAR. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br.* 2000; 82:1196–1198.
- Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MAR. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:1189–1195.
- Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W. Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech.* 2005;38:269–276.
- Karachalios T. A mid-term clinical outcome study of the ADVANCE® Medial-Pivot Knee arthroplasty. *Knee.* 2009;16:484–488.
- Karrholm J, Bransson S, Freeman MAR. Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:1201–1203.
- LaFortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech.* 1992;25:347–357.
- Martelli S, Pinskerova V. Shapes of the tibio-femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:607–613.
- Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee – the contributions of the supporting structures. A quantitative in-vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58:583–593.
- Massin P, Gournay A. Optimization of the posterior condylar offset, tibial slope, and condylar roll-back in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21:889–896.
- McPherson A, Kärrholm J, Pinskerova V, Sosna A, Martelli S. Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation. *J Biomech.* 2005;38:263–268.
- Meyer H. *Die Mechanik des Kniegelenks.* Archiv Anat Physiol Wiss Med. 1853;497–547.
- Most E. Femoral rollback after cruciate-retaining and -stabilizing total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:101–113.
- Nakagawa S, Johal P, Pinskerova V, Komatsu T, Sosna A, Williams A, Freeman MAR. The posterior cruciate ligament during flexion of the normal knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:450–456.
- Patel VV, Hall K, Ries M, Lotz J, Ozhinsky E, Lindsey C, Lu Y, Sharmila Majumdar S. A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res.* 2004;22:283–292.
- Pinskerova V, Iwaki A, Freeman MAR. The shapes and relative movements of the femur and tibia in the cadaveric knee: a study using MRI and an anatomical tool. In: Insall J, Scott WN (eds.). *Surgery of the Knee.* 3rd ed., W. B. Saunders, Philadelphia, 2000.
- Ramsey DK, Wretenberg PF, Benoit DL, Lamontagne M, Németh G. Methodological concerns using intra-cortical pins to measure tibiofemoral kinematics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11:344–349.

36. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech.* 1997;30:729–732.
37. Schmidt R, Komistek RD, Blaha JD, Penenberg BL, Maloney WJ. Fluoroscopic analyses of cruciate-retaining and medial-pivot knee implants. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:139–147.
38. Scott, G, Imam, MA, Eifert, A, Freeman, MAR, Pinskerova, V, Field, RE, Skinner, J, Banks, SA. Can a total knee arthroplasty be both rotationally unconstrained and anteroposteriorly stabilised? *Bone Joint Res.* 2016;5:80–86.
39. Shapeero LG, Dye SF, Lipton MJ, Gould RG, Galvin EG, Genant HK. Functional dynamics of the knee joint by ultrafast, cine-CT. *Invest Radiol.* 1988;23:118–123.
40. Shimmin A, Martinez-Martos S, Owens J, Iorgulescu AD, Banks S. Fluoroscopic motion study confirming the stability of a medial pivot design total knee arthroplasty. *Knee.* 2015;22:522–526.
41. Shoemaker SC, Adams D, Daniel DM, Woo SL. Quadriceps/anterior cruciate graft interaction: An in vitro study of joint kinematics and anterior cruciate ligament graft tension. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;294:379–390.
42. Steinbruck, A, Schroder, C, Woiczinski, M, Fottner, A, Pinskerova, V, Miller, PE, Jansson, V. Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design. *Clin Biomech.* 2016;33:42–48.
43. Steindler A. Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions. Charles C. Thomas, Springfield, 1955.
44. Tanifuji O, Sato, T, Kobayashi K, Mochizuki T, Koga Y, Yamagiwa H, Omori G, Endo N. Three-dimensional in vivo motion analysis of normal knees employing transepicondylar axis as an evaluation parameter. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21:2301–2308.
45. Tokuhara, Y, Kadoya Y, Kanekasu K, Kondo M, Kobayashi A, Takaoka K. Evaluation of the flexion gap by axial radiography of the distal femur. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:1327–1330.
46. Trent PS, Walker PS, Wolf B. Ligament length patterns, strength and rotational axes of the knee joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1976;117:263–270.
47. Uvehammer J. In vivo kinematics of total knee arthroplasty: concave vs. posteriorstabilized tibial joint surface. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:499–505.
48. Uvehammer J. In vivo kinematics of total knee arthroplasty: flat compared with concave tibial joint surface. *J Orthop Res.* 2000;18:856–864.
49. Victor J, Van Glabbeek F, Vander Sloten J, Parizel PM, Somville J, Bellemans J. An Experimental Model for Kinematic Analysis of the Knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:150–163.
50. Weber WE, Weber E. Mechanics of the human walking apparatus (transl. Maquet P, Furlong R). Springer-Verlag, Berlin, 1992.
51. Wilson DR, Feikes JD, Zavatsky AB, O Connor JJ. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *J Biomech.* 2000;33:465–473.

Korespondující autor:

MUDr. Karel Němec
Ortopedická klinika 1. LF UK
a Nemocnice Na Bulovce
Budínova 67/2
180 81 Praha 8
E-mail: nemec.orto@gmail.com