

Radiologická měření u alopastiky kolenního kloubu a jejich význam pro praxi

Radiographic Measurements in Total Knee Arthroplasty and their Role in Clinical Practice

K. KOUDELA Jr.¹, J. KOUDELOVÁ², K. KOUDELA Sr.¹, M. KUNEŠOVÁ², J. KŘEN³, J. POKORNÝ³

¹ Klinika ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí LF UK a FN Plzeň

² Klinika zobrazovacích metod LF UK a FN Plzeň

³ Katedra mechaniky Fakulty aplikovaných věd ZČU Plzeň

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The aim of the study was to present the use of digital sciagraphy and computed tomography for pre- and post-operative measurements in total knee arthroplasty. The authors were interested, in the first place, in the optimal adjustment of femoral component rotation and a valgus angle if extra-articular deformities of the femur and/or the tibia were present.

MATERIAL AND METHODS

Digital sciagraphic examination was carried out on an AXIOM ARISTOS (Siemens) apparatus using the software designed by us. In group 1 comprising 269 knee joints, in a standing and weight-bearing position with lower extremity neutral rotation, the valgus angle was measured and the entry point for the intramedullary rod of a femoral cutting block was determined. Subsequently, the mechanical axis and extra-articular deformities of the femur and/or the tibia were found and the patella position in 30-degree flexion of the knee joint was assessed on axial images. Based on radiographic evaluation, relevant treatment for different types of disorders, including extra-articular deformity, was proposed. In group 2 consisting of 204 knee joints, the values of a condylar twist angle were measured on axial sections, using a Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner. The method of condylar twist angle measurement was developed and the values for men and women were obtained.

RESULTS

In group 1, the mean values obtained for valgus knee deformity were: valgus angle, 5.4°; median, 5.5°; modus, 6.0°. Those for varus knee deformity were: valgus angle, 7.2°; median, 7.0°; modus, 7.0°. A normal knee joint alignment (mechanical axis of 0° to 5°) had the respective mean values of 6°; 6.0° and 6.0°. This group showed 76 extra-articular deformities (33.9 %). In group 2, for women the mean \pm SD value of the condylar twist angle was $5.25^\circ \pm 1.68$; and median and modus values were 5.0° and 4.0°, respectively. For men, the respective values were $4.69^\circ \pm 1.33$; 4.0° and 4.0°.

DISCUSSION

The mean values of valgus angle and CTA found in this study are in agreement with the literature data. In the pre-operative planning it is necessary to take extra-articular deformities in consideration, to respect the entry point for the intramedullary rod and to take a compromise solution for adjustment of the valgus angle of the femur and for tibial deformities. Also, in severe valgus and varus deformities of the knee, the maintenance of a neutral mechanical axis should be strictly observed. The optimal adjustment of femoral component rotation is individual and depends on the type of deformity and femoro-patellar joint pathology. The external rotation of a femoral component should be set in the range of 0° to 7°.

CONCLUSIONS

Digital sciagraphy with suitable software and computed tomography contribute to radiographic measurements before and after total knee arthroplasty. They facilitate an accurate and quick measurement together with data storage. On examination in a standing weight-bearing position it is necessary to keep standard lower extremity neutral rotation. Computed tomography is recommended when more severe valgus and varus deformities and/or femoro-patellar pathology are present. The results of radiographic measurement analysis will allow the surgeon to plan the operative strategy and select a suitable type of implant.

Key words: digital sciagraphy, computed tomography, femoral component rotation, valgus angle, condylar twist angle, total knee arthroplasty.

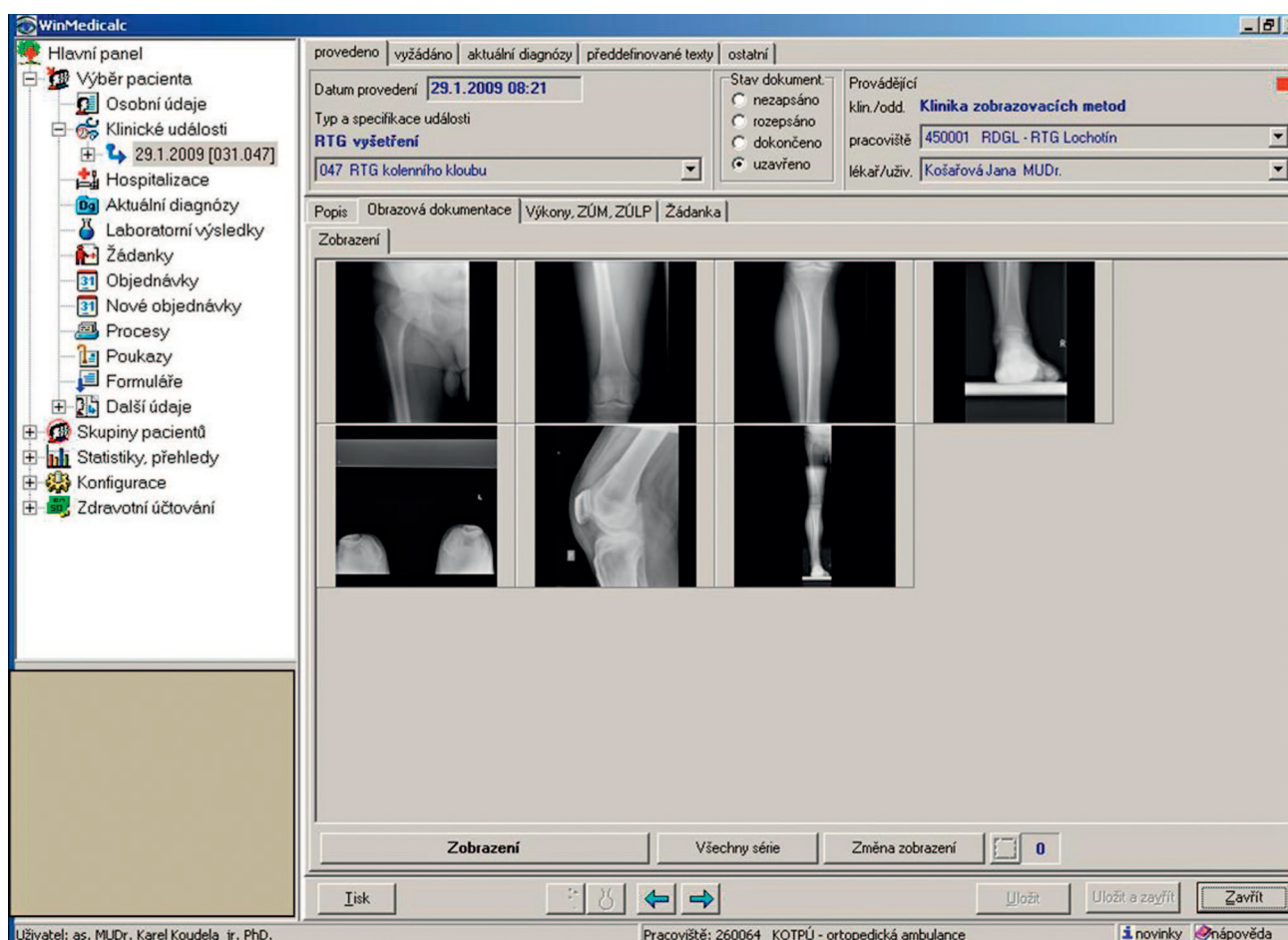
ÚVOD

Digitální skiografie a výpočetní tomografie (CT) umožnily radiologická měření dolní končetiny také u aloplastik kolenního kloubu totální endoprotézou (TEP). Cílem práce je prezentovat námi používaná radiologická měření před i po aloplastice kolenního kloubu se zaměřením na mechanickou osu, valgus úhel, condylar twist angle (CTA) a optimalizovat nastavení rotace femorální komponenty, valgus úhlu u varózního i valgózního kolenního kloubu, a to i v případech přítomnosti extraartikulárních deformit femuru a tibie.

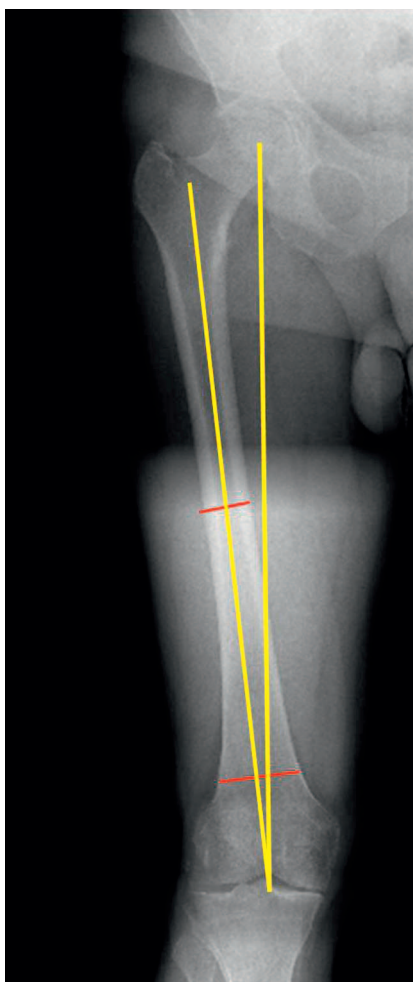
SOUBOR PACIENTŮ A METODIKA

Radiologická měření kolenního kloubu před aloplastikou TEP jsme prováděli na digitálním skiagrafičtém přístroji AXIOM ARISTOS (fy Siemens). Postupně jsme zhotovili rentgenové snímky celé dolní končetiny ve stoje v neutrální rotaci končetiny. Rentgenový laborant pomocí speciálního počítačového programu provedl fúzi všech zhotovených obrázků se znázorněním celé dolní končetiny a zároveň s ponecháním jednotlivých obrázků kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. (obr. 1). Pomocí námi navrženého počítačového pro-

gramu jsme nakreslili mechanickou osu dolní končetiny, změřili valgus úhel, zaznamenali tvarové změny kondylů femuru a tibie, extraartikulární deformity na femuru a tibii, zjistili jsme osové odchylky v rovině frontální a určili vstupní bod – entry point (EP) v oblasti interkondylické jamky femuru pro zavedení tyče nitrodřeňového cíliče. Navrhli jsme způsob měření valgus úhlu na femuru. Jedno rameno úhlu jsme získali spojením dvou bodů přímkou. První bod byl umístěn uprostřed šířky diafýzy ve vzdálenosti 20 cm od interkondylické jamky. Tato vzdálenost odpovídá délce námi používané tyče nitrodřeňového cíliče. Druhý bod byl umístěn v poloviční vzdálenosti šíře na přechodu diafýzy v distální metafýzu femuru. Spojením obou bodů a protažením přímky distálně byl v místě kortikalis distálního femuru stanoven EP. Z tohoto třetího bodu bylo vedeno druhé rameno úhlu do čtvrtého bodu umístěného ve středu hlavice stehenní kosti (obr. 2). Pro snadnější určení čtvrtého bodu jsme použili obrázek Moseho soustředných kružnic. Hodnota velikosti valgus úhlu se poté znázornila na obrazovce monitoru. Propojením středu hlavice stehenní kosti, středu kolenního kloubu a středu trochlely talu jsme zjistili hodnotu úhlu mezi mechanickou osou femuru a tibie. Pomocí speciálně kalibrované šablony jsme poté určovali velikost kostního bločku, který bude



Obr. 1. Celkový pohled na obrazovku monitoru při digitální skiagrafii se znázorněním jednotlivých zachycených snímků dolní končetiny a fúzovaného obrázku celé dolní končetiny.

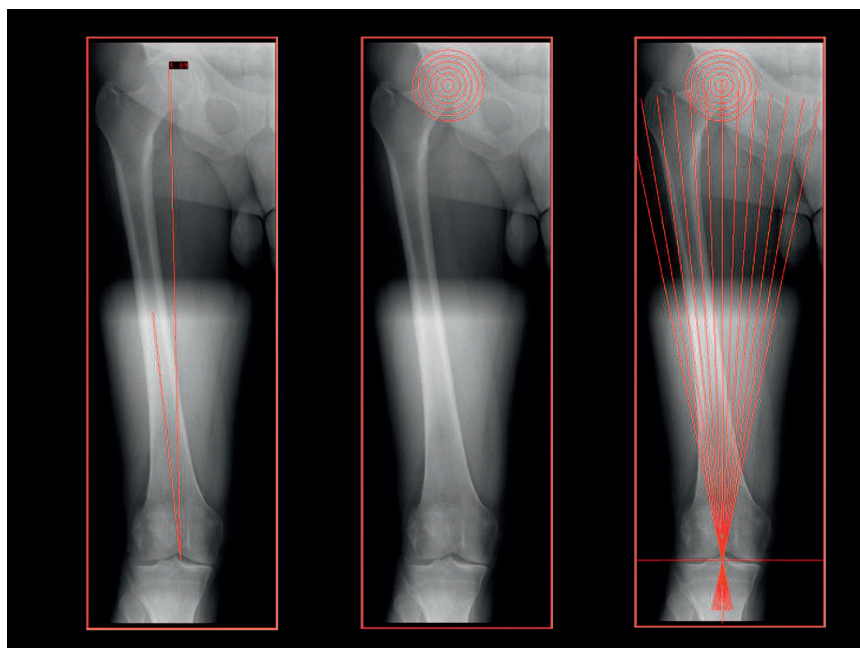


Obr. 2. Způsob měření valgus úhlu

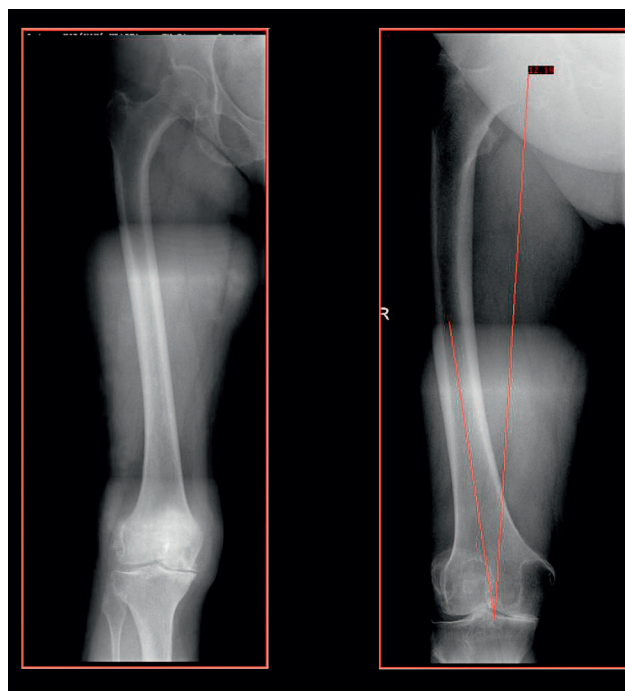
odstraněn po distální resekci na femuru v oblasti mediálního a laterálního kondylu femuru. Tuto šablonu jsme také používali v pooperačním období (ve 3. měsíci po operaci byl zhotoven rtg snímek ve stoje) k ověření správnosti distální resekce na femuru a proximální resekce na tibii. Hodnotili jsme postavení obou komponent ve vztahu k mechanické ose (obr. 3 a, b, c). Na fúzovaném rentgenovém snímku celé dolní končetiny jsme vyhledávali extraartikulární deformity femuru a tibie, a to varozitu proximální části femuru přecházející často na diafýzu, prolongovaný krček femuru, valgozitu distální metadiafýzy femuru (obr. 4 a, b), varozitu či valgozitu proximální části tibie, varozitu distální části tibie a deformitu tibie tvaru písmena S (obr. 5 a, b, c). Na axiálních snímcích česek ve 30stupňové flexi kolenních kloubů jsme popsali jejich postavení (subluxace, luxace, rotace), velikost a tvar (obr. 6 a, b).

V souboru 269 vyšetřených kolenních kloubů jsme změřili průměrné hodnoty valgus úhlu ve stupních u rovných (0 ± 5 stupňů), varózních a valgózních kolen (nad 6 stupňů). Dále jsme zaznamenali četnost výskytu extraartikulárních deformit. Hodnoty jsme znázornili graficky a uvedli v tabulkách.

V druhé části naší práce jsme na multidetektorovém přístroji CT SOMATOM SENSATION 64 (fy Siemens)

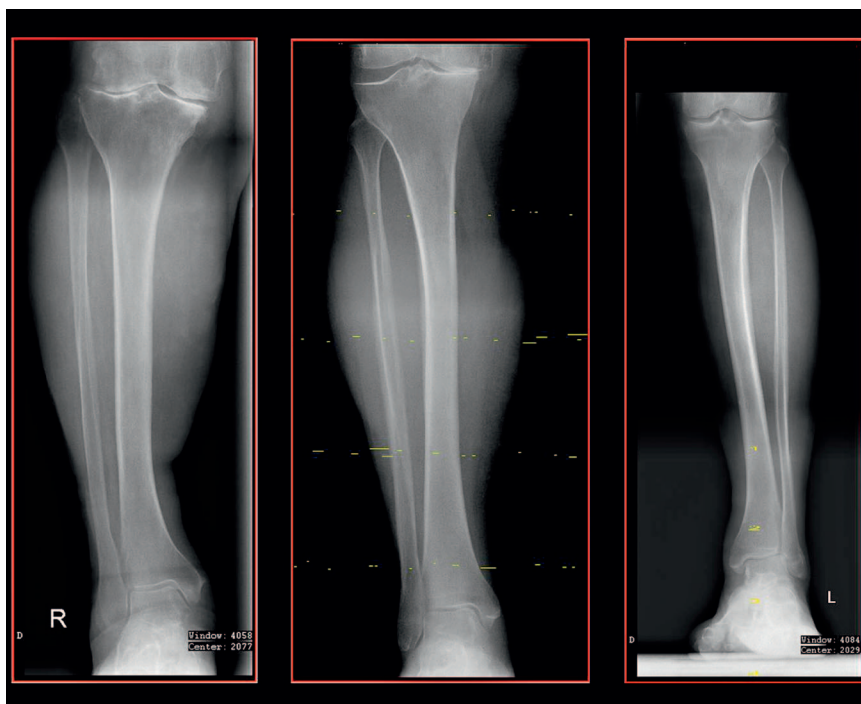


Obr. 3. Změřený valgus úhel 6 stupňů (a); Moseho soustředné kružnice (b); kalibrovaná šablona pro před i pooperační měření (c)

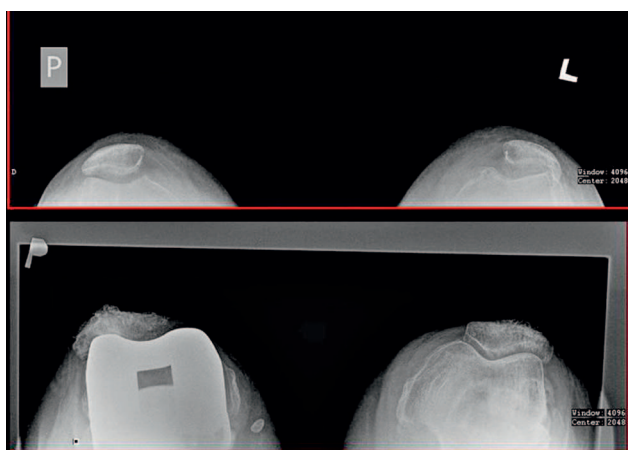


Obr. 4. Extraartikulární deformity: a – valgózní ohnutí distální části femuru; b – varózní deformita femuru, valgus úhel 12 stupňů

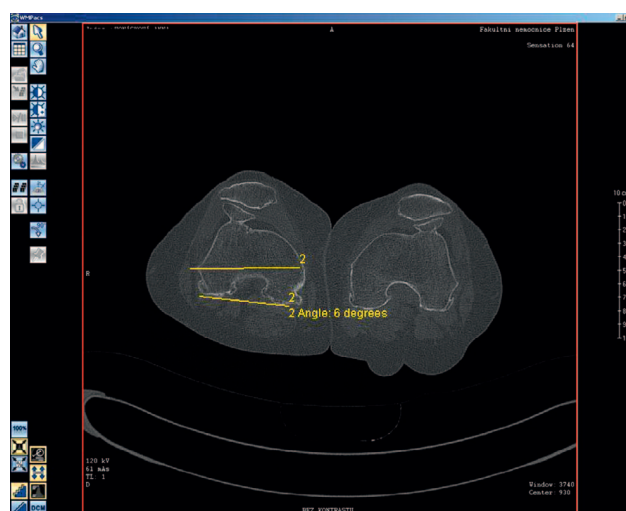
zjišťovali velikost CTA, tj. úhlu, který svírá kondylární linie s klinickou transepikondylární linií na axiálních řezech distálního femuru. Celkem jsme provedli 204 měření u pacientů indikovaných k aloplastice kolenního kloubu, a to vždy oboustranně. CTA jsme měřili před operací a po aloplastice nebo jen po aloplastice. Byla vypracována radiologická metodika měření CTA. Tento



Obr. 5. Extraartikulární deformity:
a – varózní ohnutí distální části tibie
(šavlovitá tibie); b – valgózní ohnutí pro-
ximální části tibie; c – tzv. S deformita
tibie



Obr. 6. Axiální snímky číšky ve 30 stupních flexe kolenního kloubu; a – subluxace číšky vlevo a asymetrické zúžení kloubní štěrbiny při impingementu číšky vpravo; b – stav po aloplastice kolenního kloubu vpravo, axiální snímek, špatně nastavená rotace femorální komponenty, přetrvává subluxace číšky



Obr. 7. Stanovení CTA na axiálním řezu CT, CTA 6 stupňů s úhlem otevřeným mediálně

úhel byl měřen na axiálních řezech po 1 mm v kostním okénku. Přesné nastavení roviny měření jsme prováděli pomocí třídimenzionálního zobrazení a multiplanární rekonstrukce (3D a MPR) v sagitální a koronální rovině. CTA jsme vyhodnocovali ve vzdálenosti 25 mm nad dolním okrajem kondylů femuru nebo implantátu. V souboru 204 pacientů jsme srovnali hodnoty CTA u žen a mužů a u rovných, varózních a valgózních kolen. Výsledky jsme znázornili graficky a zaznamenali v tabulkách. Zhodnotili jsme význam radiologických měření před aloplastikou kolenního kloubu a navrhli praktická řešení pro různé typy deformit včetně extraartikulárních.

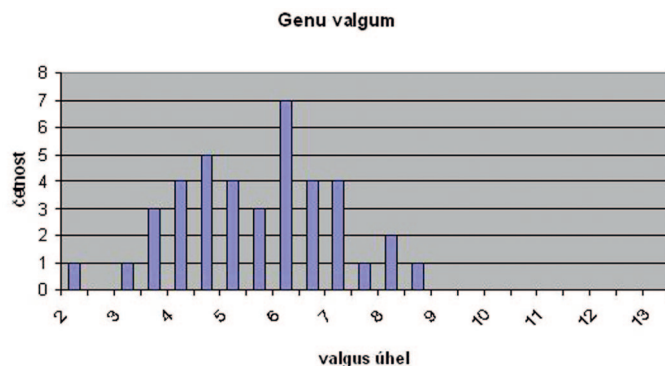
VÝSLEDKY

V souboru 269 vyšetřovaných kolenních kloubů byly zjištěny průměrné hodnoty valgus úhlu na digitálním skiografickém přístroji AXIOM ARISTOS u valgózních kolen 5,4 stupně, medián 5,5 a modus 6. Naproti tomu u varózních kolen byly průměrné hodnoty valgus úhlu 7,2 stupně, medián 7, modus 7 a u rovných kolen byla průměrná hodnota valgus úhlu 5,9 stupňů, medián 6, modus 6. V celém souboru byla průměrná hodnota valgus úhlu 6 stupňů, medián 6,6, modus 6,5 (tab. 1, graf 1, 2, 3, 4). V tomto souboru bylo nalezeno 76 extraartikulárních deformit, tj. 33,9 %. Z celkového počtu bylo

Tab. 1. Hodnoty valgus úhlu (průměrná hodnota, medián, modus) u valgózních, rovných a varózních kolenních kloubů, celý soubor

	Genu valgum	Genu rectum	Genu varum	Celý soubor
AVG	5,4	5,9	7,2	6
Median	5,5	6	7	6,6
Modus	6	6	7	6,5

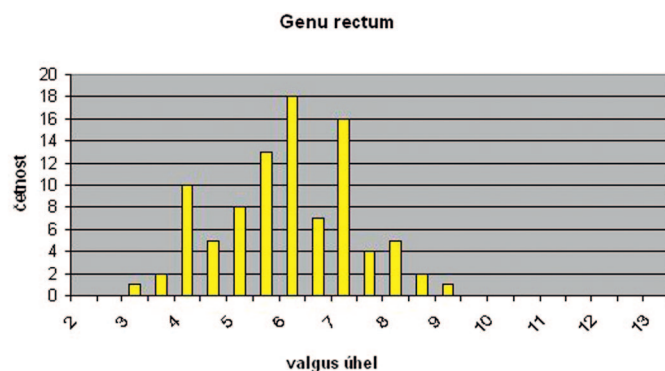
Graf 1. Četnost výskytu valgus úhlu u valgózního kolena



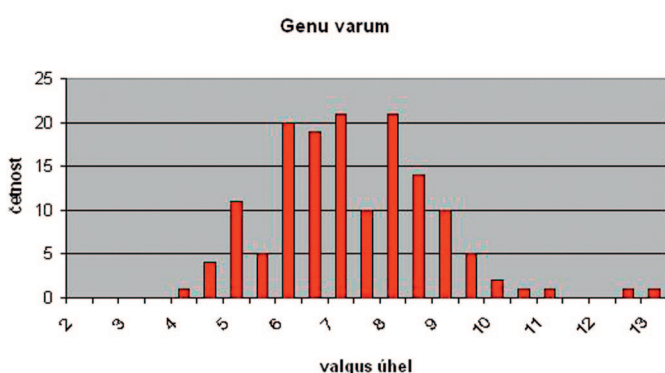
Tab. 2. Četnost extraartikulárních deformit

Varózní femur	42x
Valgózní distální femur	6x
Valgózní krček femuru	4x
Varózní distální tibia	7x
Valgózní proximální tibia	3x
S tibia	14x

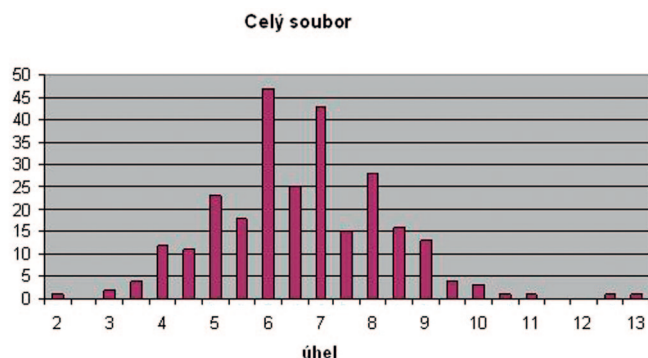
Graf 2. Četnost výskytu valgus úhlu u rovného kolena



Graf 3. Četnost výskytu valgus úhlu u varózního kolena



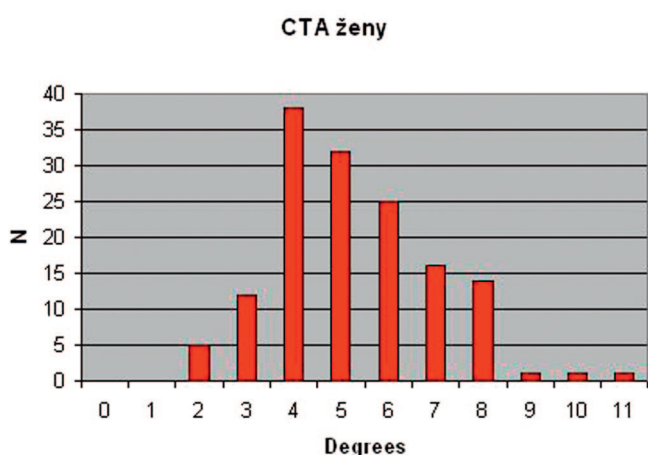
Graf 4. Četnost výskytu valgus úhlu v celém souboru



Tab. 3. Hodnoty CTA u žen a mužů (průměrná hodnota, směrodatná odchylka, medián, modus)

	N	AVG	SD	Median	Modus
♀	145	5,25	1,68	5	4
♂	59	4,69	1,33	4	4

Graf 5. Četnost výskytu CTA u žen

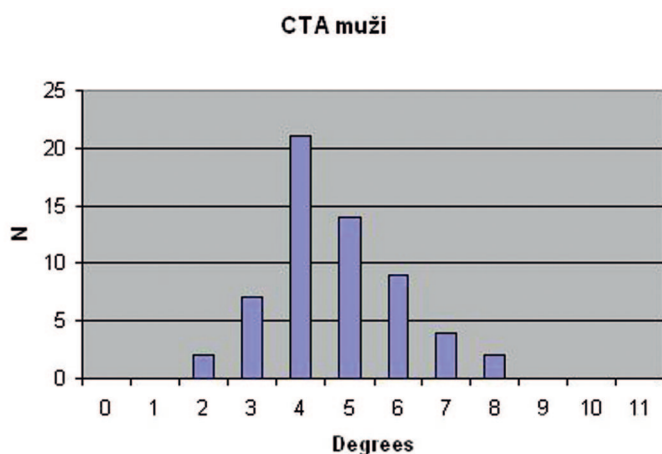


42 varózních femurů (varozita proximální části femuru a varozita diafýzy femuru), 14 tibií ve tvaru písmene S, 7 varózních tibií v distální části, 6 valgózních femurů v distální části, 4 valgózní elongované krčky femuru a 3 valgózní tibiae v proximální části (tab. 2). Nejčastější byla varozita diafýzy a proximální části femuru. Společně s elongovaným krčkem byly hodnoty valgus úhlu u 11 pacientů v rozsahu valgus úhlu 10–13 stupňů. U zbývajících 31 pacientů byly hodnoty valgus úhlu větší než 7 stupňů a menší než 9 stupňů.

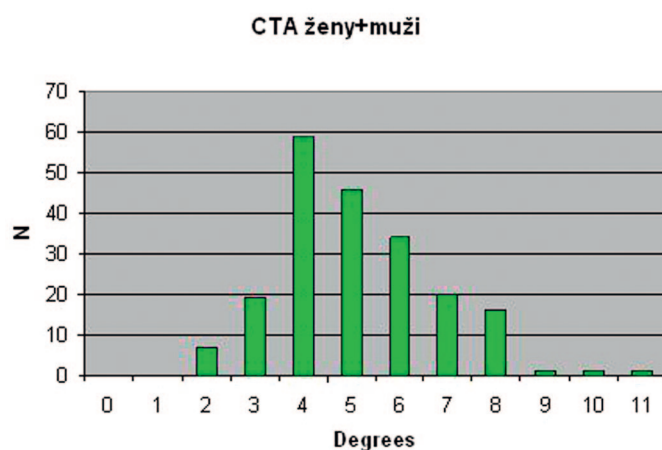
V dalším souboru 204 kolenních kloubů jsme na přístroji CT SOMATOM SENSATION 64 změřili hodnoty CTA. Průměrná velikost CTA u žen byla $5,25 \pm SD 1,68$, medián 5, modus 4 a u mužů průměrná velikost CTA byla $4,69 \pm SD 1,33$, medián 4, modus 4 (tab. 3, graf 5, 6, 7).

Při provádění aloplastiky kolenního kloubu TEP v našem souboru jsme při nitrodrěňovém cílení vždy

Graf 6. Četnost výskytu CTA u mužů



Graf 7. Četnost výskytu CTA u obou pohlaví



nastavili naměřenou hodnotu valgus úhlu zjištěnou na rentgenových snímcích s výjimkou extraartikulárních deformit a těžkých intraartikulárních deformit. U varozity diafýzy femuru nebo elongovaného krčku femuru, kde byla hodnota valgus úhlu větší než 7 stupňů, jsme nejdříve zkusili nastavit hodnotu valgus úhlu na zaváděči maximálně na 7 stupňů, a poté jsme provedli konzervativní distální resekci na femuru a proximální resekci na tibia. Následovalo vyvážení měkkých struktur v extenzi kolenního kloubu. V případě, že byla šance na symetrické vyvážení pro naměřený valgus úhel, následovala druhá distální resekce femuru do odpovídajícího naměřeného valgus úhlu. V opačném případě jsme ponechávali zbytkovou varozitu. U valgózní deformity distálního femuru jsme zaváděli tyč cíliče mediálněji, v místě zjištěného EP na rentgenovém snímku. V případě výraznější varózní deformity distální tibie jsme na extramedulárním cíliči zvolili kompromis a posunuli jsme distální část cíliče více laterálně od středu talu nebo jsme se částečně orientovali podle přední hrany tibie nad deformitou z důvodu vyvážení kloubních štěrbin. Tímto způsobem jsme sice nezískali nulovou mechanickou osu, ale dosáhli jsme lepší symetrie kloubních štěrbin

v kolenním kloubu. V případě těžce valgózních kolenních kloubů s insuficiencí vnitřního postranního vazy jsme nikdy nenastavili valgus úhel větší než 5 stupňů, eventuálně jsme naměřenou hodnotu snížili o 1–2 stupně. U vykompenzované S deformity tibie nebyla žádná korekce cílení nutná, námi zjištěné případy proximální valgózní či varózní deformity tibie žádnou korekci nepotřebovali, neboť se jednalo jen o malé angulární odchylky.

Podle našeho názoru by optimální nastavení rotace femorální komponenty mělo být individuální. Při stanovení optimálního nastavení rotace bychom měli vycházet z hodnot CTA naměřených předoperačně na CT a peroperačně podle Sutura (28). Zvolili jsme kompromis mezi Whitesidovou a transepikondylární linií pro určení dorzální resekce kondylů femuru. Pro možnou obtížnost vyrovnání kloubních štěrbin ve flexi nedoporučujeme zvyšovat zevní rotaci nad 7 stupňů. U subluxovaných a luxovaných česek, které se vyskytovaly převážně u fixovaných valgózních kloubů, jsme pro lepší dráhu česky použili modifikovaný anterolaterální přístup (14) dle Keblisha (13).

DISKUSE

Kolenní kloub by měl být po aloplastice TEP vyrovnán do neutrální mechanické osy. To je řadou autorů všeobecně uznávaný názor (2, 19, 23, 25, 26, 27, 29, 33). V recentní literatuře se objevují zprávy o větší toleranci úchylek od mechanické osy. Týkají se především extraartikulárních, ale i intraartikulárních deformit femuru a tibie (5, 16, 19, 26, 34, 35). Yercan (34) sice klade důraz na neutrální mechanickou osu, ale činí výjimku pro valgózní koleno. Je přesvědčen o tom, že dvou- až tří stupňová hyperkorekce do varozity dává lepší výsledky než nevyvážené vyrovnání měkkých tkání na neutrální mechanickou osu. Tato hyperkorekce přináší větší stabilitu pro kolenní kloub v extenzi. Stejný názor má také Scott (26), který navíc doporučuje u valgózního kloubu s distálním valgózním ohnutím femuru zavádět vodící tyč nitrodřeňového cíliče mediálněji (EP). Tím se femorální komponenta dostává do lehké varozity. Dále doporučuje nastavit valgus úhel u těžce valgózního kolena o 2 stupně méně než je naměřená hodnota. Tak dosáhne lehkého překorigování komponenty do varózního postavení. Stejný názor mají i jiní autoři (9, 16, 22). Jinou možností u valgózního kolena je rekonstrukce mediálních struktur s tonizací vnitřního postranního vazy při zachování neutrální mechanické osy (11). Mielke (19), Balthis (2), Higuera (12), Bottros (7) a jiní preferují navigační techniky při aloplastice kolenního kloubu, ale Mielke uznává (dle osobního sdělení) ponechání zbytkového varózního postavení u tzv. šavlovité tibie, která představuje varózní zakřivení tibie v distální části nebo u varózního femuru pro dobré vyvážení kloubních štěrbin. U konvenčního extraartikulárního cílení na tibia za přítomnosti šavlovité tibie se bude při standardním způsobu cílení resekční plocha a následně i komponenta jevit na krátkém rentgenovém snímku v relativní varozitě. Hodnocení pooperačního postavení

komponent TEP a mechanické osy může být zatíženo chybou během před i pooperačního rentgenového snímání ve stoje v zátěži, nebyla-li standardizována rotace dolní končetiny. Moreland (20) již v roce 1987 upozornil na nutnost dodržení neutrální rotace dolní končetiny při snímání. Zevně rotační postavení dolní končetiny vede k varozitě, vnitřně rotační postavení k valgozitě. Na naší klinice jsme standardizovali rentgenování dolní končetiny tak, aby byla zachována vždy stejná rotace (neutrální) již před deseti lety. Při zhotovování rentgenového snímku stojí pacient opřen zády o vyšetřovací desku, která je umístěna před vertigrafem. Zevní hrana nohy vyšetřované dolní končetiny je paralelní s linií nakreslenou na podložce. Tato linie je kolmá k vyšetřovací stěně. Kontraproduktivní je názor Kozáka (15), který uvedl, že u těžce valgózních kolen by měl být valgus úhel zvýšen na 7–9 stupňů. To považujeme za vážnou chybu, neboť zbytkový valgus kolenního kloubu by u valgózního kolena neměl být nikdy nastaven, neboť může být příčinou progredující insuficience vnitřního postranního vazy s následnou možností subluxace až luxace kolenního kloubu. Tétoho názoru je také Scott, Yearcan a Lombardi (16, 26, 34). Námi zjištěné průměrné hodnoty valgus úhlu, tj. 6 stupňů u celého souboru a 5,4 stupně u valgózního a 7,2 stupně u varózního kolena odpovídají přibližně údajům v literatuře (2, 20, 25, 26, 27, 29, 32, 34). V našem souboru se vyskytly extraartikulární deformity u 76 kolenních kloubů, tj. ve 33,9 %. Téměř v polovině případů nebyly deformity významné, včetně deformity písmena S nebo úchylky do 2 stupňů od mechanické osy. Pouze u 35 kolenních kloubů jsme použili kompromisní řešení.

V roce 1998 popsal Yoshioka tzv. condylar twist angle mezi kondylární linií a klinickou transepikondylární linií, která spojuje nejvíce prominující výběžky obou epikondylů femuru. Později Griffin (10) popsal tzv. chirurgickou linii spojující laterální epikondyl femuru se žlábkem v oblasti mediálního epikondylu. Oba úhly měly sloužit k měření rotace femorální komponenty. V praxi se při CT měření více osvědčila klinická linie než chirurgická. Chybné nastavení rotace femorální komponenty může být příčinou patelofemorálních komplikací dle řady autorů (1, 3, 4, 13, 17, 21, 26) a v některých případech může vést k artrofibróze (6). Patelofemorální komplikace související s aloplastikou kolenního kloubu jsou poměrně časté. Výskyt se pohybuje v rozmezí 10–30 % (2, 4, 13, 26). Vavřík (30, 31) uvádí v souboru 180 aloplastik kolenního kloubu s použitím TEP Medin Modular výskyt patelárních obtíží v 18,8 % a u keramické femorální komponenty z 12 operovaných zjistil patelární obtíže u 2 pacientů. Námi naměřené hodnoty CTA u mužů a žen jsou přibližně ve shodě s literárními údaji (3, 4, 10, 17, 21, 26, 33). Především vnitřně rotační postavení femorální komponenty vede k poruše dráhy česky a laterálnímu impingementu dle některých autorů (7, 17, 18). Naproti tomu zevně rotační postavení femorální komponenty je pro dráhu česky a prevenci patelárních obtíží výhodnější, jak prokázal na kadaverech Anouchi (1). Názory na tzv.

optimální nastavení rotace femorální komponenty jsou dosud rozdílné. Dle Scotta (26) je nejvhodnější pro pooperační nastavení rotace femorální komponenty použít Whitesidovu nebo transepikondylární linii. Dorzální resekce kondylů femuru by měla probíhat paralelně s těmito liniemi. CTA bývá dle Scotta (26) zvýšen u subluxace či luxace česky a u těžších valgózních deformit kolenního kloubu. V těchto případech doporučuje autor zvýšit zevně rotační postavení femorální komponenty z konvenčních 3 stupňů na 5 stupňů. Tento názor se opírá o zjištění Anouchiho, který na kadaverech zjistil, že 5stupňová zevní rotace femorální komponenty je pro dráhu česky a stabilitu kolena lepší než 0 stupňů nebo dokonce 5stupňová vnitřní rotace. Romero (24) upozornil, že zvýšením zevní rotace femorální komponenty se abnormálně napíná šlacha m. popliteus. Proto je nezbytné při zvýšené zevní rotaci provést uvolnění proximálního úponu této šlachy. Dalury (8) upozornil na správné nastavení rotace tibiální komponenty pro prevenci patelárních obtíží a pro stanovení tibiální rotace používá tzv. midsulcus linii (linie probíhající mezi kondylly tibie). Výslednou rotaci tibie přizpůsobuje rotaci femorální komponenty po usazení obou komponent v plné extenzi. Scuderi (27) upozorňuje na dodržení správné rotace resekčního bloku při extramedulárním cílení tibie s dorzálním sklonem, které souvisí s určením rotace tibiální komponenty. Vnitřně rotační postavení resekčního bloku vede ve flexi k valgozitě kolenního kloubu a zevně rotační k varozitě.

ZÁVĚR

Digitální skiografie s dobrým softwarem a multidektorová výpočetní tomografie jsou velmi přínosné metody pro radiologická měření před a po aloplastice kolenního kloubu TEP. Obě metody umožňují přesné a relativně rychlé měření s možností uchování dat a poskytují informace o osových úchylných, tvarových změnách femuru, tibie a přilehlých kloubů. Na základě analýzy zobrazení má operátor možnost si operační taktiku promyslet a zvážit způsob a možnosti korekce deformit a výběr implantátů. Digitální skiografické zobrazení dolní končetiny ve stoje a v zátěži při neutrální rotaci používáme před operací u všech pacientů indikovaných k aloplastice kolenního kloubu TEP a ve třetím měsíci po operaci pro kontrolu postavení komponent a mechanické osy. Výpočetní tomografii využíváme především u těžších valgózních a varózních deformit a při nálezu subluxace nebo luxace česky na axiálním snímku ve 30stupňové flexi kolenního kloubu.

Literatura

1. ANOUCHI, Y. S., WHITESIDE, L. A., KAISER, A. D., MILIANO, M. T.: The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin. Orthop.*, 287: 170–177, 1993.
2. BÄTHIS, H. PERLICK, L., TINGART, M., LÜRING, C., ZURAKOWSKI, D., GRIFKA, J.: Alignment in total knee arthroplasty. *J. Bone Jt Surg.*, 86-B: 682–687, 2003.
3. BERGER, R. A., RUBASH, H. E., SEEL, M. J. et al.: Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin. Orthop.*, 286: 40–47, 1993.
4. BERGER, R. A., CROSSETT, L. S., JACOBS, J. J., RUBASH, H. E.: Malrotationen causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 356: 144–153, 1998.
5. BEVERLAND, D. E.: Soft tissue balance in total knee arthroplasty. European instructional lectures, 10 th Efort congress Vienna, Austria. Edited by G. Bentley, IL Book, vol.9: 213–218, 2009.
6. BOLDT, J. G., STIEHL, J. B., HODLER, J., ZANETTI, M., MUNZINGER, U.: Femoral component rotation and artrofibrosis following mobile – bearing total knee arthroplasty. *Int. Orthop.*, 30: 420–425, 2006.
7. BOTTROS, J., KLIKA, A. K., LEE, H., POLOUSKY, J., BARSOUM, K.: The use of navigation in total knee arthroplasty for patients with extra – articular deformity. *J. Arthroplasty*, 23: 74–78, 2008.
8. DALURY, D. F.: Observations of the proximal tibia in total knee arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 389: 150–155, 2001.
9. ROSSI, R., RANAWAT, A. S.: Total knee arthroplasty for severe valgus deformity. *J. Bone Jt Surg.*, 86-A: 2671–2676, 2004.
10. GRIFFIN, F. M., MATH, K., SCUDERI, G. R. et al.: Anatomy of the epicondyles of the distal femur: MRI analysis of normal knees. *J. Arthroplasty* 15: 354–358, 2000.
11. HEALY, W. L., IORIO, R., LEMAS, D. V.: Medial reconstruction during total knee arthroplasty for severe valgus deformity. *Clin. Orthop.*, 356: 161–169, 1998.
12. HIGUERA, C. A., KLIKA, A. K., BOTTROS, J., BARSOUM, W. K.: Navigated total knee arthroplasty as an option in cases of extra – articular deformity. Seminar in Arthroplasty, Elsevier Inc. 2009.
13. KEBLISH, P. A.: The lateral approach to the valgus knee. *Clin. Orthop.*, 271: 52–62, 1991.
14. KOUDELA, K.: Anterolaterální přístup u alopastiky kolenního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 66: 87–94, 1999.
15. KOZÁK, J., HOZMANOVÁ: Speciální projekce v ortopedii – díl III. Praktická radiologie, 6: 4–5, 2001.
16. LOMBARDI, Jr. A. V., DORDS, K. L., BEREND, K. R., MALLORY, T. H., ADAMS, J. B.: An algorithmic approach to total knee arthroplasty in the valgus knee. *J. Bone Jt Surg.*, 86-A, suppl. 2, 2004.
17. MAKOTO, H., HIROKAZU, I., TAKASH, N.: Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 336: 155–163, 1999.
18. MATSUDA, S., MIURA, H., NAGAMINE, R., URABE, K., HIRATA, G., IWAMOTO, Y.: Effect of femoral and tibial component position on patellar tracking following total knee arthroplasty. *Amer. J. Knee Surg.*, 14: 152–156, 2001.
19. MIELKE, R. K., CLEMENS, U., JENS, J. H., KERSHALLY, S.: Navigation in knee endoprosthesis implantation preliminary experiences and prospective comparative study with conventional implantation technique. *Z. Orthop.*, 16: 109–139, 2001.
20. MORELAND, J. R., BASSETT, L. W., HANKER, G. J.: Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J. Bone Jt Surg.*, 69-A: 745–749, 1987.
21. NOBUYUKI, Y., SHINRO, T., YASUO, O., YASUSUKE, H.: Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. *J. Arthroplasty*, 16: 493–497, 2001.
22. PAGNANO, M. W., Hanssen, A. D., Lewallen, D. G., Stuart, H. J.: Flexion instability after primary posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 356: 39–46, 2004.
23. RITTER, M. A., FARIS, P. M., KEATING, E. M., MEDING, J. B.: Postoperative alignment of total knee replacement its effect on survival. *Clin. Orthop.*, 299: 153–156, 1994.
24. ROMERO, J., PURONIO, J. F., SOHRABI, A. et al.: Varus and valgus flexion laxity of the total knee alignment methods in loaded cadaveric knees. *Clin. Orthop.*, 394: 243–253, 2002.
25. RYBKA, V., VAVŘÍK, P.: Alopastika kolenního kloubu. Praha, Arcadia 1993.
26. SCOTT, R. D.: Total knee arthroplasty. China, Saunders Elsevier 2006.
27. SCUDERI, G. J., TRIA, A. J., INSALL, J. N.: Surgical techniques in total knee arthroplasty. New York, Springer Verlag 2002.
28. SUTER, T., ZANETTI, M., SCHMID, M., ROMERO, J.: Reproducibility of measurement of femoral component rotation after total knee arthroplasty using computer tomography. *J. Arthroplasty*, 21: 744–748, 2006.
29. VAVŘÍK, P., GATTEROVÁ, J.: Rentgenologické vyšetření nemocných s náhradou kolenního kloubu. *Čs. Radiol.*, 46: 139–147, 1992.
30. 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.
31. VAVŘÍK, P., LANDOR, I., DENK, F.: Klinické zhodnocení použití keramické femorální komponenty v konstrukci náhrady kolenního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 436–442, 2008.
32. VAVŘÍK, P., SOSNA, A., JAHODA, D., POKORNÝ, D.: Endoprotéza kolenního kloubu, Praha, Triton 2005.
33. WHITESIDE, L. A., ARIMA, J.: The anteroposterior axis of femoral rotational alignment in a valgus total knee arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 321: 168–173, 1995.
34. YERCAN, H. S., SELMI, T. A. S., SUGUN, T. S., NEYRE, T. P.: Tibiofemoral instability in primary total knee replacement A review, Part. 1: Basic principles and classification. *The Knee*, 12: 257–266, 2005.
35. YOSHIOKA, Y., SIU, D., COOKE, T. D. V.: The anatomy and functional axis of the femur. *J. Bone Jt Surg.*, 69-A: 873–880, 1987.

MUDr. Karel Koudela, jr., Ph.D.,
Levandulová 86,
312 00 Plzeň,
Fax: 377103942
E-mail: k.koudela@seznam.cz

Práce byla podpořena IGA MZ ČR NS/9726-4