

Primoimplantace

totální náhrady kolenního kloubu

Karel Koudela jr.,
Karel Koudela sr.,
Jana Koudelová
a kolektiv

1 Studium kapsulárních struktur kolenního kloubu

Pavla Chacón Gil

Pavel Fiala

1.1 Úvod

Extraartikulární vazivový aparát kolenního kloubu představuje složitý komplex struktur, které hrají ve funkci kloubu významnou stabilizující roli. Podstatnou součástí tohoto aparátu je posteromediální komplex s jeho nejdůležitějším vazivovým stabilizátorem – lig. collaterale mediale.

Na tvar, lokalizaci a komponenty tohoto vazivového aparátu v literatuře rozdílné názory. Důležitá je otázka existence hluboké části vazivového aparátu a jeho fixace na mediální meniskus. Starší učebnicové údaje ukazují na pevný srůst celé hluboké části na meniscus medialis, naopak novější nálezy (např. Warren a Marshall, 1979) poukazují na složitost struktur a popisují tři vrstvy pouzdra a hlubokou část vazivového aparátu jako jeho integrální součást. Uvedení autoři v podrobné studii popisují také malou variabilitu všech vazivových struktur.

Zřetelně menší pozornost je věnována dalším kapsulárním strukturám – lig. collaterale laterale, lig. popliteum obliquum, lig. popliteum arcuatum a tractus iliotibialis. Výjimkou je tzv. **šikmý kapsulární vaz** [nazývaný v literatuře různě – dle Mullera (1982) lig. collaterale posterius, Hughston a Eilers (1973) posterior oblique lig.]. Tento vaz je podle studií Bartoníčka et al. (1981, 1982) souborem zesílených vláken pouzdra, která sestupují od mediálního epikondylu femuru a upínají se na posteromediální okraj meniscus medialis a část z nich i na proximální okraj mediálního kondylu tibie.

Z uvedeného vyplývá, že nejvíce diskutovanou strukturou je vnitřní podélný vaz. Proto jsme začali studium kapsulárních struktur rozbořením tohoto vazivového aparátu a na našem souboru pitevního materiálu jsme analyzovali tvarovou variabilitu úponů, částí i syntopie vazivového aparátu a zhodnotili i parametry vazivového aparátu a lokalizaci úponů svalů,

které leží v jeho blízkosti anebo jej přebíhají. Podrobné údaje o rozměrech mediálního kolaterálního vazivového aparátu v literatuře chybějí.

1.2 Materiál a metodika

Ke studiu vazivových struktur kolenního kloubu jsme použili celkem 26 kolenních kloubů končetin pitvaných v Anatomickém ústavu LF UK v Plzni v letech 2010 a 2011. Pitevní materiál byl fixován standardním způsobem (cévní nástřík roztokem etanolu, glycerinu, formaldehydu a acetonu v příslušných ověřených poměrech).

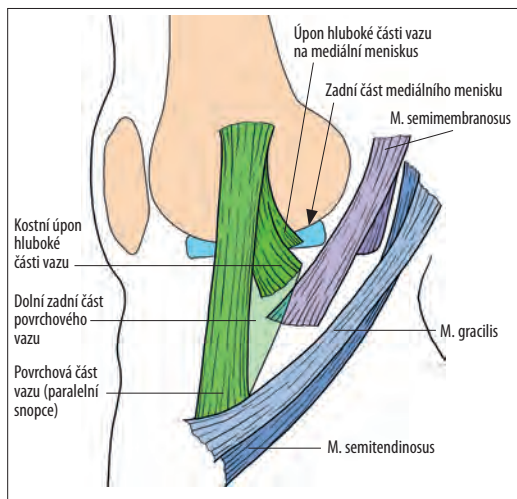
V souboru jedinců ve věku 58–78 let nebyl žádný typ valgózního nebo varózního kolena. Pro analýzu struktur posteromediálního komplexu byly klouby preparovány po vrstvách z mediální strany vertikálního řezu vedeného těsně před hmatným mediálním epikondylem femuru. Laterální strana kloubu byla preparována obdobným způsobem od vertikálního řezu vedeného při zadním okraji tractus iliotibialis.

1.3 Nálezy

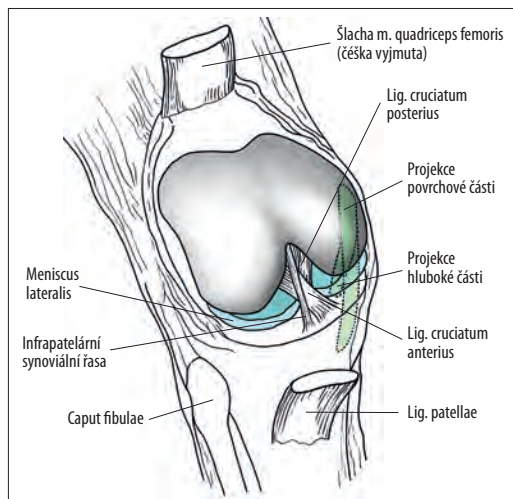
1.3.1 Ligamentum collaterale mediale Části, rozměry a lokalizace vazivového aparátu

Lig. collaterale mediale začíná na epicondylus medialis femoris a sbíhá jako pruh distálně (obr. 1.1). Podle našich nálezů začínaly v 68 % všechny snopce (tj. povrchové i hluboké složky – části) ze stejného oválného pole na epicondylus medialis femoris (obr. 1.2–4), ve 32 % případů ze dvou plošek – povrchová část proximálněji na epikondylu v podobě šikmo postaveného oválného políčka a hlubší část o 2–6 mm distálněji v podobě úzkého a šikmého políčka (obr. 1.5).

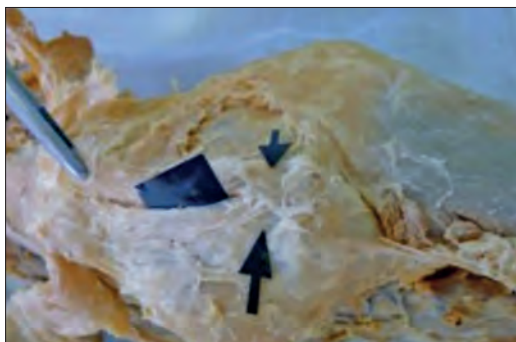
a) **Povrchová část** byla v souboru našich preparátů 9–14 mm široká [nalezi jsme však i velmi široké pruhy –



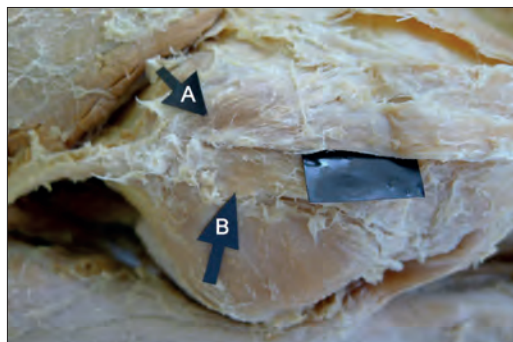
Obr. 1.1 – Části mediálního kolaterálního vazu. Vnitřní plocha pravého kolenního kloubu. Schéma.



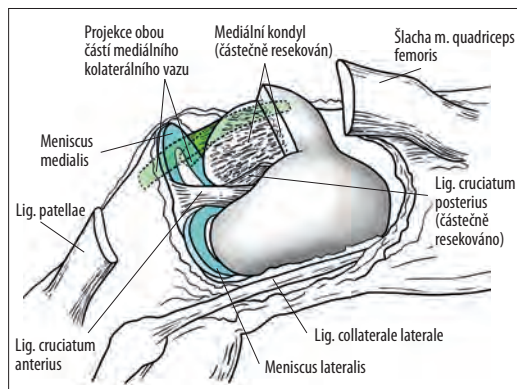
Obr. 1.4 – Projekce průběhu a částí mediálního kolaterálního vazu. Schéma.



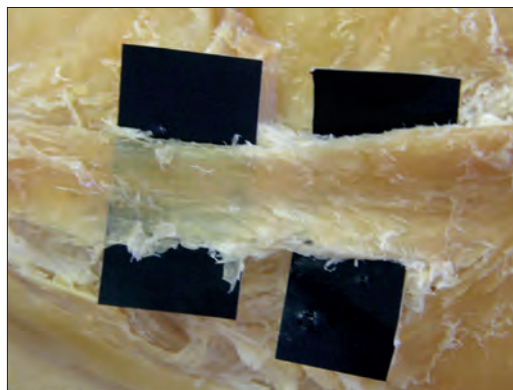
Obr. 1.2 – Mediální plocha pravého kolena. Šipky ukazují shodný začátek obou částí mediálního kolaterálního vazu, černá ploška podkládá hlubokou část vazu. 1,8× zvětšeno.



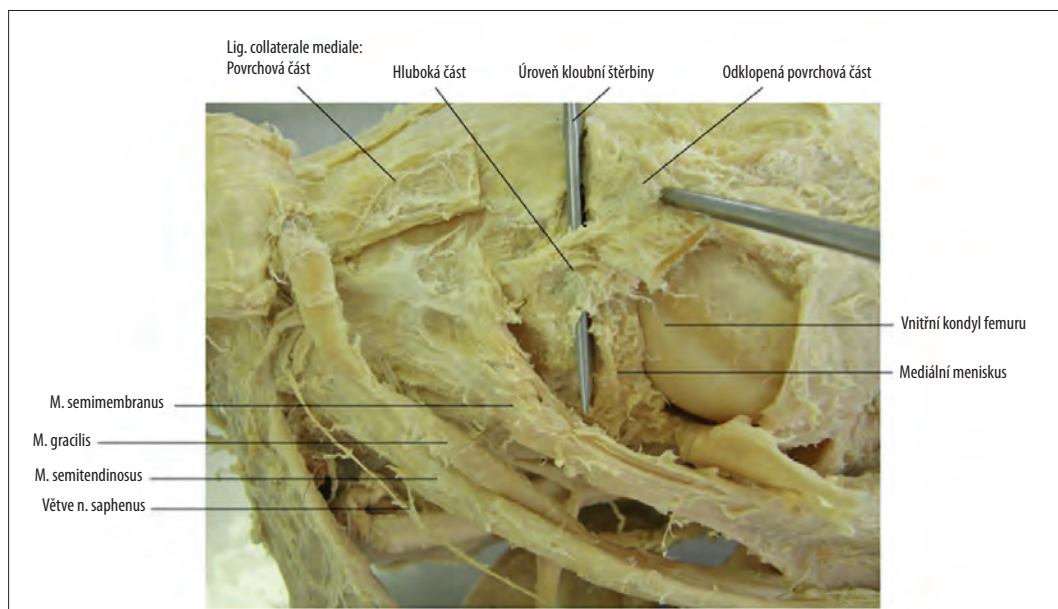
Obr. 1.5 – Lig. collaterale mediale. Šipky označují začátky povrchové (A) a hluboké (B) složky vazu. 3,2× zvětšeno.



Obr. 1.3 – Poloha lig. collaterale mediale. Levé koleno ve flexi. Anterolaterální pohled. Schéma.



Obr. 1.6 – Paralelní snopce mediálního kolaterálního vazu. 3,5× zvětšeno.

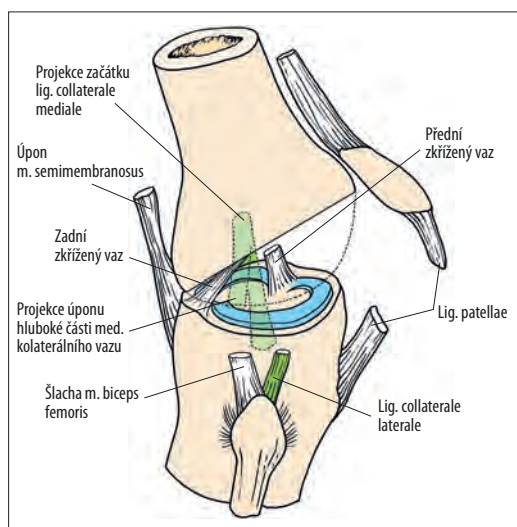


Obr. 1.7 – Topografické vztahy na mediální ploše pravého kolena. Sonda je v úrovni kloubní štěrbiny.

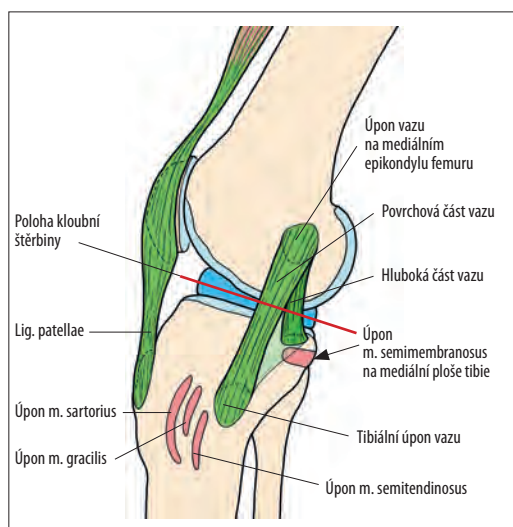
20 a 21 mm široké (obr. 1.6)], 1,8–2,2 mm silná a 80–110 mm dlouhá. Šířka této části je velmi variabilní.

Úpon povrchové části leží na mediální ploše tibie a je částečně kryt úponovou šlachou m. semitendinosus (u živého oddělen bursou). Úpon leží podle našich měření 50–60 mm pod úroveň kloubní štěrbiny.

b) Hluboká část je kryta povrchovou částí a sbíhá nejprve pod ní (často jsou obě části v proximální třetině pevně srostlé – obr. 1.7) a pak směřuje šikmo dorzálně ke svému úponu, který je umístěn 10–13 mm pod úroveň kloubní štěrbiny. Hluboká část je zřetelně užší (8–9 mm široká) než povrchová část, je 1,6–2,3 mm silná



Obr. 1.8 – Projekce průběhu a úponů vnitřního kolaterálního vaz. Pravé koleno, zevní strana. Kondyly femuru šikmo resekovány. Schéma.



Obr. 1.9 – Lig. collaterale mediale. Sagitální řez pravým kolenním kloubem s projekcí plochy kolaterálního vaz a svalových úponů. Schéma.

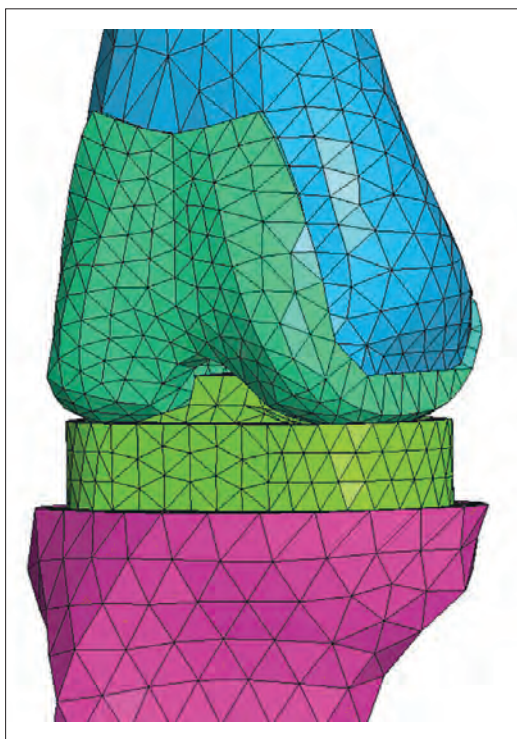


Obr. 2.9 – Aloplastika kolenního kloubu.

2.2.2 Patelofemorální vazba aloplastiky

Další oblastí řešení projektu byla analýza vlastností patelofemorální vazby, tedy určení kontaktního napětí mezi patelou a femorální komponentou totální náhrady kolenního kloubu (pohyb pately v „trochleárním žlábk“). Tato analýza, simulace a výpočty byly provedeny a realizovány na numerickém modelu zkonstruovaném v prostředí Visual Environment (dříve PAM-CRASH) na bázi metody konečných prvků. Analyzovaná totální náhrada kolena je uvedena na obrázku 2.9, odpovídající základní model této náhrady je potom znázorněn na obrázku 2.10. Model byl v průběhu řešení projektu neustále zpřesňován a zdokonalován, výsledná verze modelu totální náhrady kolenního kloubu je znázorněna na obrázku 2.11.

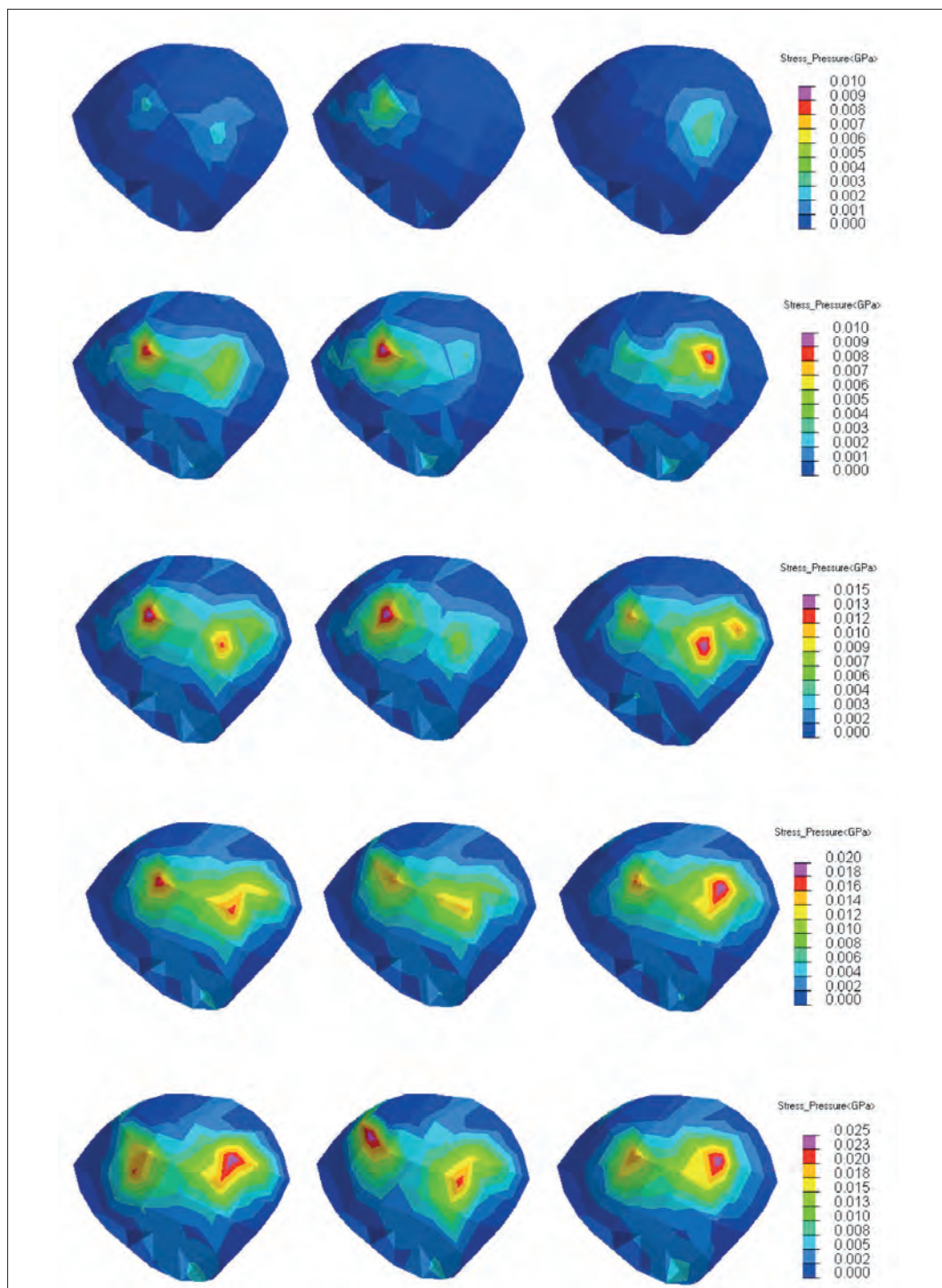
Pro vlastní řešení analýzy vlastností patelofemorální vazby bylo sestaveno několik modelů počátečních konfigurací pro různé hodnoty flexe kolena (obvykle natažené koleno 0° flexe a dále 15° , 30° , 45° a 60° flexe). Pro každý uvažovaný úhel flexe kolena byly navíc vytvořeny modely s různými hodnotami natočení femorální komponenty – natočení kolem svislé osy, různá velikost CTA (condylar twist angle) úhlu a natočení



Obr. 2.10 – MKP model náhradního kloubu.



Obr. 2.11 – Výsledný model s patelárním retinakulem.



Obr. 2.12 – Rozložení napětí na patele v úhlu flexe kolena 0° (1. řada), 15° (2. řada), 30° (3. řada), 45° (4. řada) a 60° (5. řada) pro femorální části v původní pozici (levý sloupec), natočené o 5° laterálně (prostřední sloupec) a 5° mediálně (pravý sloupec) – retinakulum 10 [mm²].

3 Zobrazovací metody před primoimplantací kolenního kloubu

Jana Koudelová

3.1 Rentgenové vyšetření

Před primoimplantací kolenního kloubu jsou nezbytné vedle základního klinického vyšetření rentgenové snímky kolenního kloubu, které umožní bližší posouzení změn při hodnocení bolesti v kolenním kloubu a určení stupně gonartrózy. Po operaci totální endoprotézy (TEP) kolena slouží rentgenové snímky pro kontrolu správného postavení komponent endoprotézy a mohou také upřesnit potíže po aloplastice (Bono, 2005; Rybka a Vavřík, 1993; Scott, 2006; Scuderi, 2002; Hofmann 2001, 2003; Vavřík, 1992). Snímky se zhotovují ve dvou projekcích, anteroposte-



Obr. 3.1 – Klasický AP a bočný snímek kolenního kloubu.



Obr. 3.2 – Hodnoty mechanické osy u pacienta s rozdílnou rotací dolní končetiny. A: nulová rotace, mechanická osa, 11° valgus, B: zevní rotace, mechanická osa, 3° valgus, C: vnitřní rotace, mechanická osa, 15° valgus.

riorní (AP) a laterální, současně se provádí axiální snímky česky ve 30° flexi. AP projekce se zhotovuje v neutrální rotaci končetiny s extenzí kolena, česka se promítá mezi kondyly femuru. Při bočné projekci je koleno při snímkování v 30° flexi.



Obr. 3.3 – Po TEP na AP i bočné projekci je postavení kolenního kloubu při snímkování dobré (je patrné jen mírné překrývání hlavičky fibuly s tibií, oba epikondyly femuru jsou patrné, kloubní štěrbina je na obou projekcích přehledná, čepy femorální komponenty a zadní okraje femorální komponenty se překrývají).

Správnost provedeného rentgenového snímku před operací a po operaci hodnotíme podle kostních markerů. Na projekci má být patela umístěna mezi kondyly femuru. Hodnotíme velikost zákrytu hlavičky fibuly s tibií. V zákrytu bývá obvykle čtvrtina až třetina průměru hlavičky fibuly, při snímkování v zevní rotaci je větší, ve vnitřní rotaci menší. Při zevní rotaci se na snímku zároveň zmenší štěrbina mezi diafýzou tibia



Obr. 3.4 – Způsob provedení projekce obou kolenních kloubů dle Rosenberga.

a fibuly, při vnitřní rotaci naopak (obr. 3.1, 3.2). Po TEP při správném postavení femorální komponenty mají být oba epikondyly na AP snímku diferencovatelné (obr. 3.3), při translaci této komponenty nebo její rotaci jsou epikondyly v zákrytu s komponentou a nejsou vidět. U tibiální komponenty po TEP je na AP snímku vzdálenost okrajů komponenty od dřívku stejná (pokud se nejedná o plató s ofsetovým dřívkem) (obr. 3.3). Na bočné projekci před operací musí být oba kondyly femuru v zákrytu, po TEP se překrývají čepy a zadní okraje femorální komponenty.

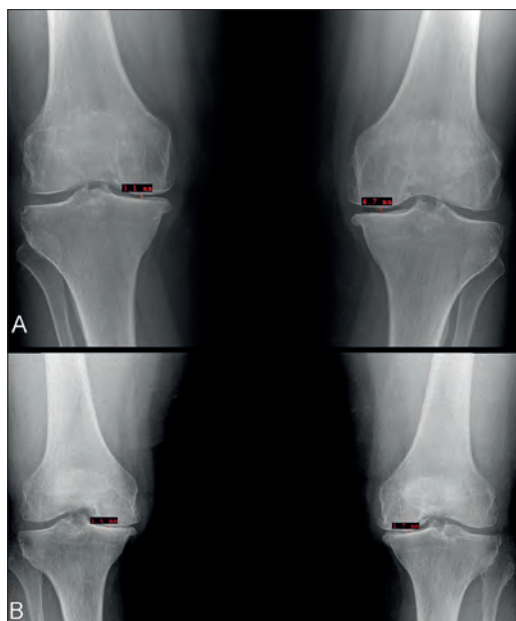
Na rentgenovém snímku se hodnotí stupeň gonartrozy podle **klasifikace Kellgrena a Lawrence** z roku 1957, která se dělí na čtyři stupně:

I. stupeň: normální kloubní štěrbina, subchondrální skleróza, přihrocení interkondylické eminence, drobné okrajové osteofyty,

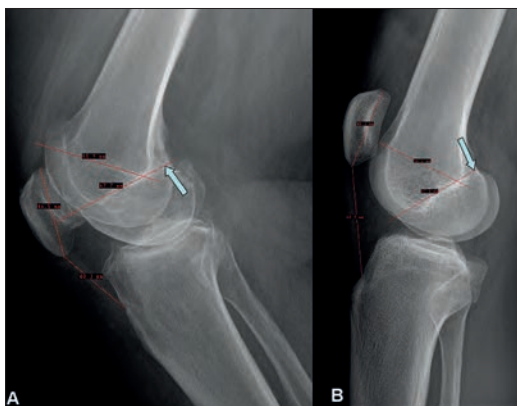
II. stupeň: možné malé zúžení kloubní štěrby, okrajové osteofyty,

III. stupeň: jasné zúžení kloubní štěrby, výrazné osteofyty, tvorba pseudocyst, možné deformity,

IV. stupeň: výrazné zúžení až vymizení kloubní štěrby, hrubé osteofyty, kostní nekróza.



Obr. 3.5 – A: Klasický AP snímek kolenního kloubu, B: Rosenbergova projekce u stejného pacienta jako na obrázku A. Porovnání výše mediálních kloubních štěrbin u obou projekcí. Snížení kloubních štěrbin u projekce dle Rosenberga (proti AP projekci vleže je nižší).



Obr. 3.6 – A: Patella baja. B: Patella alta. Blumenasaatova linie (šipky), znázornění délky česky a vzdálenosti dolního pólu česky k tuberozitě tibie pro výpočet Insall-Salvatiho indexu

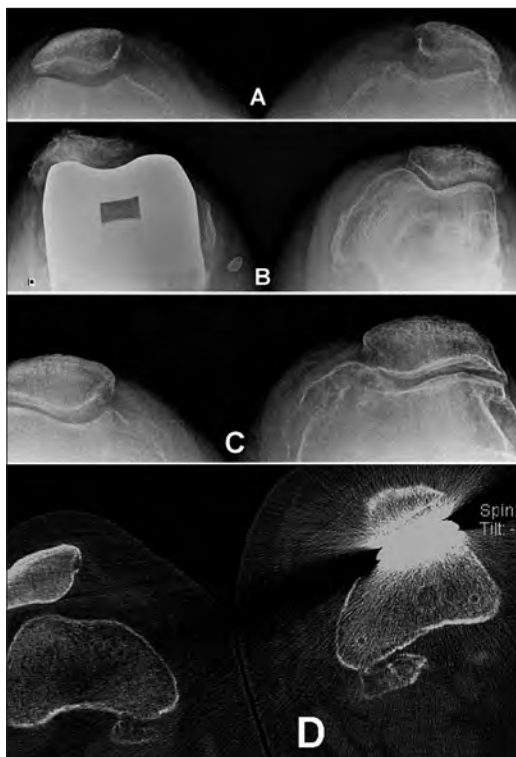


Obr. 3.7 – Technika provedení axiálního snímku česky ve 30stupňové flexi.

Někdy je třeba doplnit Rosenbergovu projekci, která umožní lépe zhodnotit stupeň artrotických změn než klasická AP projekce. **Rosenbergova projekce** je posteroanteriorní snímek vestoje (v zátěži) ve 45° flexi v kolenním kloubu při sklonu rentgenového paprsku 10° v kraniokaudálním směru a hodnotí se na ní šíře kloubní štěrbiny (obr. 3.4–5) (Rosenberg, 1988). Na bočním snímku zhotoveném ve 30° flexi můžeme posoudit umístění česky ve smyslu patella alta nebo patella baja pomocí dvou linií, jedna se nazývá Blumenasaatova a je vedena sklerotickým pruhem tvořícím dno fossa intercondylarica, druhá linie prochází kostní jizvou po růstové ploténce (obr. 3.6). Česka se normálně promítá mezi obě linie. Na bočné projekci lze také použít Salvatiho index (norma 1–1,2), který posuzuje délku patelárního vazy ve vztahu k délce česky. Je-li index

větší než 1,2, jedná se o patella alta, v případě hodnoty menší než 0,8, jde o patella baja (Scott, 2006). Patelofemorální kloub hodnotíme na axiálním snímku provedeném při 30° flexi v kolenním kloubu rentgenovým paprskem směřujícím od prstů nohou na kazetu umístěnou kolmo na stehna nad suprapatelárním prostorem (obr. 3.7). Ve 30° flexi se hodnotí tvar a umístění česky ve femorálním žlábků ve smyslu rotace česky, subluxace nebo luxace (Ficat, 1970, 1977). Na axiálním snímku česky ve více než 30° stupňové flexi lze její subluxaci přehlédnout (obr. 3.8). V našem souboru 754 aloplastik kolenního kloubu bylo předoperačně zjištěno 118 patologií způsobených rotacemi, subluxacemi a luxacemi česky (patella externa).

K posouzení dráhy česky v plném rozsahu nám mohou posloužit doplněné transversální řezy na počíta-



Obr. 3.8 – A: Axiální snímky patel ve 30°, vlevo subluxace pately. B: Axiální snímky patel ve 30°, vpravo subluxace pately při malrotaci femorální komponenty. C: Axiální snímky patel v 90° před aloplastikou levého kolenního kloubu, subluxace pately není patrná. D: Transverzální CT řez po aloplastice levého kolenního kloubu: stejný pacient jako na obrázku C, vpravo laterální subluxace pately, vlevo patela v dobrém postavení.

4 Doporučené postupy při primoimplantaci TEP kolenního kloubu

Karel Koudela sr.

4.1 Doporučené postupy

Cílem aloplastiky kolenního kloubu totální endoprotézou je obnovení mechanické osy dolní končetiny, stabilizace kolena, odstranění bolesti a zlepšení rozsahu pohybů kolenního kloubu. Toho lze dosáhnout spoluprací lékaře a pacienta. V některých případech může dojít k selhání jedné nebo obou stran. Nespolupracující pacient, nesprávně provedená indikace k operaci, neúspěšná operace nebo komplikace provázející operační výkon či insuficientní rehabilitace nesplní očekávání pacienta a ortopeda. Naší snahou bude uvést v této kapitole chyby a omyly, kterých se může lékař dopustit při provádění aloplastiky kolenního kloubu konvenčním způsobem. Korektní vyrovnání mechanické osy, zachování výše kloubní linie, suficientní dráha česky, symetrie a kongruence extenzního a flekčního prostoru a šetrná operační technika jsou předpokladem pro dobrý výsledek aloplastiky.

Před operačním výkonem klademe důraz na pečlivé radiodiagnostické vyšetření, které spočívá ve zhotovení rentgenových snímků celé dolní končetiny vestoje za standardních podmínek (Koudela jr., 2012; Moreland, 1987). Digitální skiografie a velký monitor umožňují provést přesná měření, která jsou nezbytná před operací. Provádí se měření mechanické osy dolní končetiny, zjišťuje se velikost tzv. valgus úhlu, tj. úhlu mezi mechanickou a anatomickou osou femuru, posuzují se tvarové změny intraartikulární a extraartikulární, stanoví se velikost předpokládané resekce na distálním femuru, určí se vstupní bod (entry point – EP) do dutiny femuru pro nitrodřeňový cíl (Barrack et al., 2001). Doporučujeme respektovat v některých případech mírné asymetrické umístění EP do dřeňové

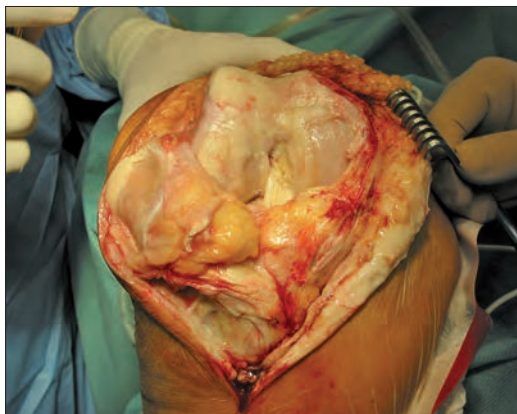
dutiny femuru při nitrodřeňovém cílení z důvodu centrálního zavedení tyče u extraartikulárních deformit. Umístění EP mediálněji je výhodné u valgózního kolena s mediální laxitou nebo u valgózního kolena s vnitřní rotací distálního femuru, naproti tomu umístění EP laterálněji je výhodné u těžké varózní deformity, při hodnotách valgus úhlu větších než 7 stupňů. Cílem našeho snažení je individuální nastavení distální resekce femuru podle naměřeného valgus úhlu, abychom dosáhli optimální mechanické osy. Optimální mechanická osa je všeobecně uznávaný názor (Báthi, 2004; Mielke, 2001; Ritter, 1994; Rybka a Vavřík, 1993; Scott, 2006; Scuderi, 2002; Vavřík, 1992; Whiteside, 1995). V recentní literatuře se objevují zprávy o větší toleranci úchylek od mechanické osy. Týkají se především extraartikulárních, ale i intraartikulárních deformit femuru a tibie (Beverland, 2009; Lombardi jr., 2004; Scott, 2006; Yoshioka, 1987).

Yercan sice klade důraz na neutrální mechanickou osu, ale činí výjimku pro valgózní koleno (Yercan, 2005). Je přesvědčen o tom, že dvou- až třístupňová 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, který navíc doporučuje u valgózního kolena s distálním valgózním ohnutím femuru volit EP mediálněji (Scott, 2006). Tím se femorální komponenta dostává do lehké varozity. Botros a Higuera doporučují navigační techniky pro stanovení mechanické osy (Botros, 2008; Higuera, 2009) (viz kapitola 9 Počítačová navigace u operací endoprotéz kolenního kloubu a šablony). Na velikost valgus úhlu mají vliv extraartikulární

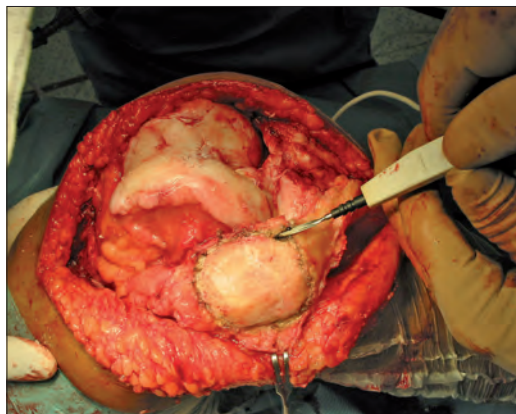
deformity. Varózní deformity v oblasti proximální části femuru a varózní a prolongovaný krček femuru zvyšují valgus úhel, valgózní deformity, např. konkávní diafýza femuru a valgózní krček femuru, ho snižují. Dále si můžeme na rentgenovém snímku změřit velikost resekované distální části kondylů femuru a peroperačně si ověřit pomocí posuvného měřítka velikost resekátu (Hofmann, 2001, 2003). Zjištěná velikost resekce na distálním femuru hodnocená na rentgenovém snímku může ovlivnit výběr implantátu (méně či více sevřený typ). V roce 1987 popsal Yoshioka na axiálních řezech CT tzv. condylar twist angle mezi zadní kondylární linií a transepikondylární linií, která spojuje nejvíce prominující výběžky obou epikondylů, tzv. klinická linie (Yoshioka, 1987). Později Griffin popsal tzv. chirurgickou linii, spojující laterální epikondyl femuru se žlábkem v oblasti mediálního epikondylu (Griffin, 2000). Oba úhly měly sloužit k měření rotace femorální komponenty. V praxi se více osvědčila klinická linie podle Yoshioka. Condylar twist angle (CTA) zjišťujeme na počítačové tomografii (CT) předoperačně pouze u těžkých tvarových odchylek, např. při femoropatelární dysplazii nebo u poúrazových gonartróz s výraznou asymetrií kondylů femuru. CTA určujeme peroperačně a podle jeho velikosti nastavujeme rotaci femorální komponenty v rozsahu 0 až 7 stupňů zevní rotace. Na základě výsledků prospektivní randomizované studie, která se zabývala měřením CTA pomocí CT a metodou peroperačního měření v souboru 256 aloplastik kolenního kloubu, bylo statistickou analýzou prokázáno, že předoperační hodnota CTA měřeného na CT je v průměru o 0,5 stupně vyšší než u měření peroperačního na hladině významnosti $p = 0,001$. Intraindividuální variabilita (14,4 %) byla menší než interindividuální (30,8 %). Z toho plyne, že obě metody jsou v praxi použitelné pro měření CTA (Koudela jr., 2012). Při peroperačním měření CTA bylo zjištěno, že úhel 3 stupně se vyskytl v 62,11 %, úhel větší než 3 stupně v 35,94 % a úhel 0 stupňů v 1,95 %. Rotaci femorální komponenty nezvyšujeme nad 7 stupňů, neboť zevní rotace zmenšuje laterální flekční prostor, a je proto nutné značné uvolnění laterálních struktur (Koudela jr. a Koudela sr., 2012; Lim, 2009). Vnitřní rotaci femorální komponenty neakceptujeme z důvodů porušení dráhy česky a nárůstu patelárních obtíží. Chybné nastavení rotace femorální komponenty může být příčinou patelárních obtíží podle řady autorů, a dokonce příčinou instability nebo artrofibrózy (Akagi, 1999; Anouchi, 1993; Berger, 1993, 1998;

Boldt, 2006; Keblish, 1991; Koudela jr. a Koudela sr., 2010, 2012; Makoto, 1999; Masao, 1999; Matsuda, 2001; Nobuyuki, 2001; Pietsch, 2007; Scott, 2006). Na základě srovnání dvou metod měření CTA, a to pomocí CT a peroperační metodou podle transepikondylární a Whitesideovy linie, na souboru 256 aloplastik kolenního kloubu jsme statisticky prokázali, že intraindividuální variabilita (14,4 %) byla menší než interindividuální (30,8 %), z čehož plyne, že obě metody jsou použitelné v praxi k měření CTA (Koudela jr. a Koudelova, 2012). V současné době používáme měření CTA na CT v případě bolestivých kolen po již provedené aloplastice k posouzení rotace femorální komponenty (Koudela jr. a Koudela sr., 2012). Podrobnosti o radiologických vyšetřeních naleznete v kapitole 3 Zobrazovací metody před primoimplantací kolenního kloubu.

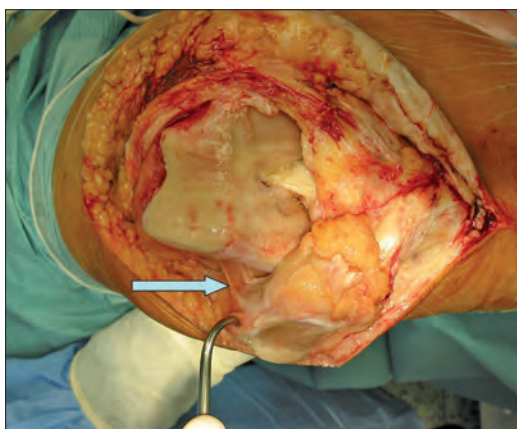
Aloplastiku kolenního kloubu provádíme v celkové nebo svodné anestezii, pacient je v supinační poloze s možností fixace kolena ve flexi pomocí zarážky. Nejsou-li kontraindikace (okluzivní choroba dolních končetin, opakované flebotrombózy v anamnéze, těžší trofické změny na bérce apod.), používáme většinou turniket. Končetinu po dezinfekci zakrýváme samolepicí fólií. Kožní řez volíme anteromedialní ve střední čáře, v případě těžší fixované valgózy nebo u luxací či subluxací česky používáme modifikovaný anterolaterální přístup (Keblish, 1991; Koudela sr., 1999). Při použití tohoto přístupu provádíme incizi ve střední čáře a everzi česky až po uvolnění měkkých tkání a dosažení korekce valgózní deformity. Česku evertujeme při současně pasivní varotizaci kolena medialně. Ligamentum patellae fixujeme k tuberozitě tibie dočasně Zahradníčkovým hřebíkem jako prevenci jeho inzerční ruptury. Použití jiných operačních přístupů nepřináší zvláštní výhody, a proto je nepoužíváme. U anteromedialního přístupu evertujeme česku laterálně (obr. 4.1). Klademe důraz na pečlivou preparaci česky, spočívající v uvolnění femoropatelárního ligamenta (obr. 4.2) a excizi synovialis na laterální straně česky (obr. 4.3). Pomocí oscilační pilky odstraňujeme patologicky změněnou chrupavku česky a zmenšíme celkovou její tloušťku oscilační pilou. Kauterem denervujeme měkké tkáně v okolí česky (obr. 4.4). Česku většinou nenahrazujeme implantátem. Resekujeme větší část patologicky změněného Hoffova tělesa (obr. 4.5–6). Odstraňujeme granulační tkáň na spodní straně distální úponové části šlachy m. rectus femoris, která může po operaci vyvolávat lupavý fenomén v kolenním kloubu (obr. 4.7–8) (Scott, 2006). Na obrázku 4.9 je patrný výsledný stav



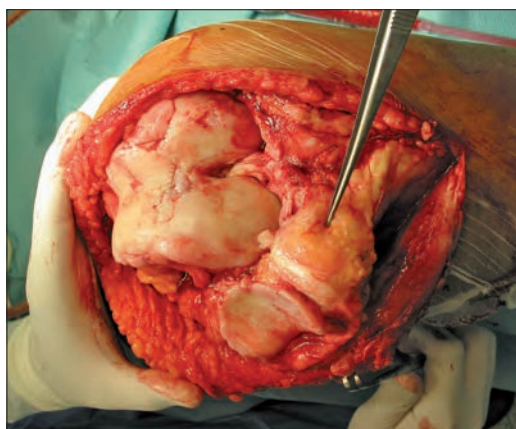
Obr. 4.1 – Stav po artrotomii kolenního kloubu z antero-mediálního přístupu a po everzi česky.



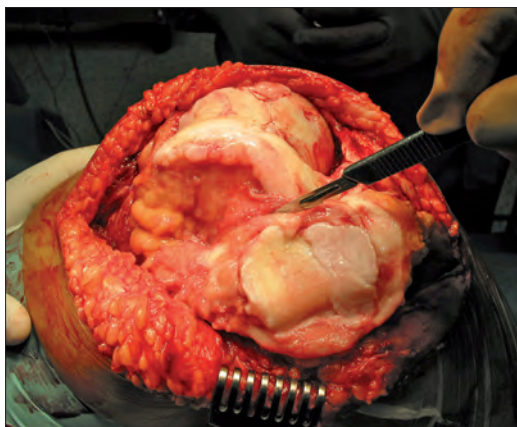
Obr. 4.4 – Denervace česky kauterem.



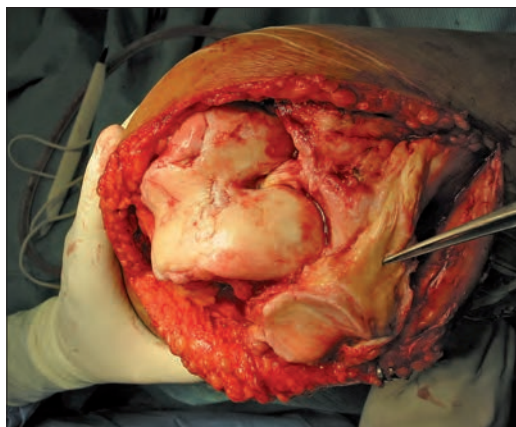
Obr. 4.2 – Ligamentum femoropatellare.



Obr. 4.5 – Hypertrofické Hoffovo těleso.



Obr. 4.3 – Uvolnění česky laterálně.



Obr. 4.6 – Stav po částečné resekci Hoffova tělesa.

6 Aloplastika kolenního kloubu u gonartrózy s valgózní deformitou

*Karel Koudela sr., Karel Koudela jr.,
Jana Koudelová*

6.1 Úvod

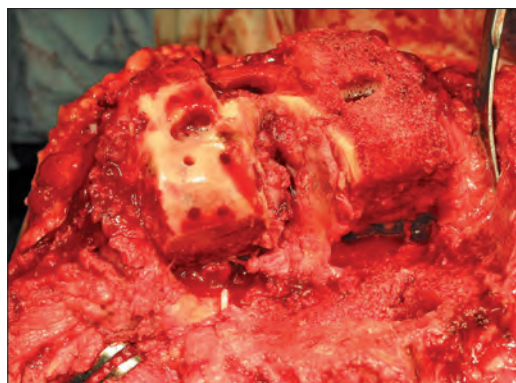
Typický pacient s těžkou valgózní deformitou bývá obvykle žena v 6. až 8. dekádě. Celý život měla kolena do X, v dětství a mládí měla femoropatelní obtíže, chondropatii česky a rekurentní epizody subluxace česky. Postupně docházelo k vytažení vnitřního postranního vazy, který se oslabil, a na rentgenovém snímku v AP projekci docházelo k zúžení až postupnému vymizení laterální kloubní štěrbiny. Ve srovnání s varózními koleny měly ženy s valgózními koleny menší bolesti (Scott, 2006). Příčinou valgozity kolena je hypoplastický laterální kondyl femuru, jak ve flexi, tak i v extenzi. Předoperační radiologické vyšetření se neliší od varózních kolen (viz kapitola 3 Zobrazovací metody před primoinplantací kolenního kloubu).

6.2 Vlastní operace

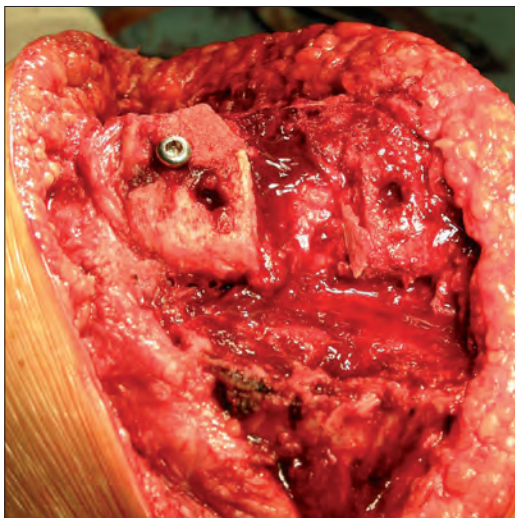
Je nezbytné znát mechanickou osu před operací, valgus úhel, CTA a místo vstupu do nitrodřeňové dutiny femuru při intramedulárním cílení. Rotaci femorální komponenty lze zjistit počítačovou tomografií (Nobuyuki, 2001; Koudela jr., 2010). U valgózních kolenních kloubů s hypoplazií laterálního kondylu femuru bývají hodnoty CTA vyšší než u varózních kolen, a proto je nutné nastavit větší zevní rotaci podle změřeného CTA na CT nebo změřit tento úhel perooperačně (Koudela jr., 2012) (viz kapitola 4 Doporučené postupy při primoinplantaci TEP kolenního kloubu).

U fixovaných valgózních deformit je výhodné použít anterolaterální přístup (Keblish, 1991; Koudela sr., 1999; Lombardi, 2004). Valgózní fixované deformity bývají

často spojeny s poruchou dráhy česky (Hofmann, 2003). Anterolaterální přístup usnadní uvolnění měkkotkáňových struktur a zároveň laterální incize kapsuly nahradí laterální release. Tento přístup použijeme u fixované valgózní deformity anebo u valgozity větší než 10 stupňů spojené s poruchou dráhy česky u subluxaci nebo luxaci. Kožní řez vedeme ve střední čáře na rozdíl od Keblish, který provádí incizi laterálněji. Na laterální straně odstraníme osteofyty na tibii, uvolníme tractus iliotibialis v místě úponu na tuberculum Gerdi a subperiostálně uvolníme laterální kondyl tibie. Provedeme tzv. zmenšovacím operaci česky, při které odstraníme osteofyty a resekuje artikulární plošky česky oscilační pilou. Snažíme se docílit korekce valgu a za současně pasivní varizace na semiflektovaném kolenním kloubu luxujeme česku mediálně a převádíme koleno do flexe. Je nutno dát pozor,



Obr. 6.1 – Stav po distální resekci na femuru, laterální kondyl je hypoplastický, resekci nezvětšujeme.



Obr. 6.2 – Augmentace hypoplastického laterálního kondylu femuru autogenním kostním štěpem, fixace šroubem.



Obr. 6.3 – Žena, 60 let, rentgenový snímek v AP projekci obou dolních končetin vestoje, valgus vpravo 25 stupňů, valgus vlevo 21 stupňů, oboustranná zevní luxace číšky.

aby v této fázi operace nedošlo k abrupci ligamentum patellae od drsnatiny tibie. Je možno použít dočasně fixaci pomocí Zahradníčkova hřebu, aby se úpon ligamenta nesvlékl. Poté odstraníme osteofyty na femuru včetně osteofytů v oblasti fossa intercondylarica, která může být osteofyty zcela zaplněna. Do dřevové dutiny femuru pronikáme nitrodřevovým cíličem s předem naměřeným valgus úhlem. Tento úhel je možno snížit o jeden až dva stupně, abychom docílili tonizace vnitřního postranního vaz (Scott, 2006). U valgozit je někdy nutné označit entry point poněkud mediálněji (podle plánu na rentgenovém snímku) a tím lehce překorigovat o jeden až dva stupně mechanickou osu do varózního postavení. U valgózních kolen by neměla zůstat zbytková valgozita (Scott, 2006). Distální resekci na femuru bychom neměli zvyšovat pro nebezpečí posunu výše kloubní štěrbiny a tím bychom měli zabránit možnosti semiflekční instability (obr. 6.1) (Rybka a Vavřík, 1993). Kostní defekt na laterálním kondylu je možno augmentovat kostním štěpem nebo armovat kostní cement spongiózním šroubem (obr. 6.2) (Scott, 2006). Doporučujeme pooperační kontrolu mechanické osy extramedulárním cíličem. U tibie používáme extramedulární cílič a snažíme se resekovat co nejméně kosti (maximálně 10 mm).

Po resekcích na femuru a tibii je nutné provést kontrolu gapů a v případě asymetrie je nutné dobalancovat měkké tkáně. Flekční gap je ovlivněn zevně rotačním nastavením femorální komponenty relativně často, a proto je v některých případech nezbytné uvolnit zevní postranní vaz, zadní zkřížený vaz, popliteální šlachy nebo provést laterální epikondylotomii. Po těchto razantních výkonech je vhodné aplikovat implantáty s větší stabilizací a v některých případech je nutné použít revizní implantáty. Po resekcích a uvolnění měkkých tkání doporučujeme kontrolu mechanické osy v plné extenzi. Kontrola mechanické osy v 90° flexi se nedoporučuje pro možnost falešných výsledků.



Obr. 6.4 – Táž pacientka jako na obr. 6.3, transverzální řez na CT, CTA 7 stupňů před operací vpravo s luxací číšky.

7 Aloplastika kolenního kloubu totální endoprotézou u těžké valgózní deformity při achondroplazii

*Karel Koudela jr., Karel Koudela sr.
Jana Koudelová*

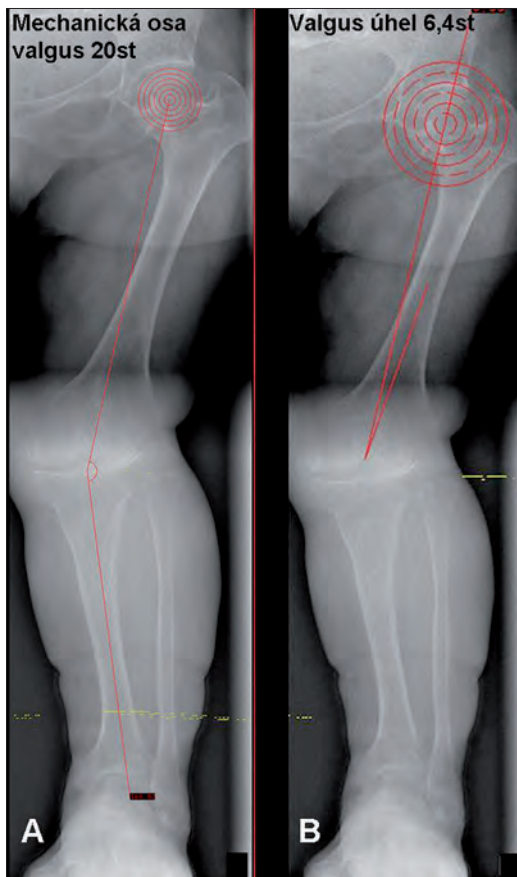
7.1 Úvod

Achondroplazie byla poprvé popsána Parrotem v roce 1878 (Parrot, 1878). Jedná se o autozomálně dominantně dědičnou skeletální dysplazii (Dungl, 2005; Hiroyuki, 1976). Zhruba v 90 % případů vzniká novou mutací v gametě fenotypově normálního rodiče. Výskyt se uvádí 1,3 až 1,5 na 100 000 živě narozených dětí (Hiroyuki, 1997; Oroli, 1986; Poul, 2009). U achondropla-

zie je utlumena enchondrální osifikace, která je příčinou zpomalení růstu kosti do délky a vede k obrazu disproporcionálního nanismu. Jedinci jsou postiženi malým vzrůstem, varózním postavením kolenních kloubů, kyfózou thorakolumbálního přechodu, zvětšenou bederní lordózou a spinální stenózou páteřního kanálu (Dungl, 2005; Espandar, 2010; Kopits, 1976; Poul, 2009; Resnick, 2005). Cílem práce je prezentovat 66letou ženu



Obr. 7.1 – Žena, 66 let, achondroplazie, rentgenové snímky levého kolena před operací. A, B: předozadní a bočná projekce, C: axiální snímky česek ve 30stupňové flexi, D: snímek celé dolní končetiny vestoje.



Obr. 7.2 – Předoperační měření na rentgenových snímcích vestoje. A: mechanická osa 20stupňový valgus, B: valgus úhel 6,4 stupně.

s achondroplazií, u které byla provedena aloplastika kolenního kloubu totální endoprotézou pro sekundární gonartrózu při neobvykle těžké valgózní deformitě.

7.2 Žena s achondroplazií – kazuistika

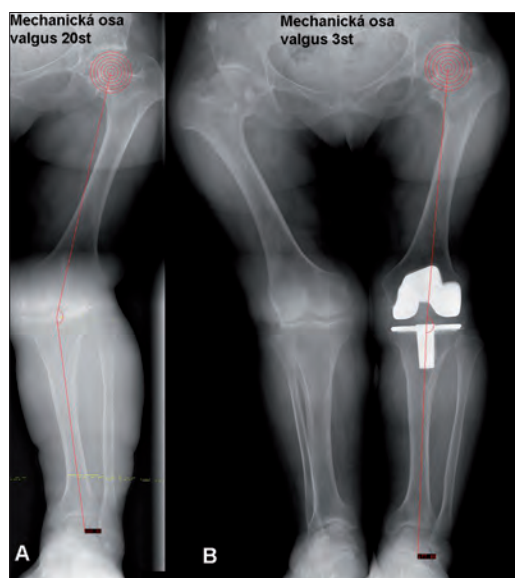
Žena (66 let, výška 126 cm, váha 36 kg) měla dva roky trvající bolesti ponáhlové i klidové při viklavosti levého kolenního kloubu. Pro spinální stenózu byla opakovaně operována. Chodila o dvou francouzských berlích. Rozsah pohybu v levém kolenním kloubu byl 0 až 90 stupňů při fixované 20stupňové valgositě s mediolaterální instabilitou. Na předoperačních rentgenových snímcích vestoje jsou patrné typické změny, které jsou popisovány u achondroplazie (Resnick, 2005). Valgus úhel naměřen vlevo 6 stupňů, mechanická osa 20 stupňů valgus, patella baja, oblázkový

tvár česky a hyperprese česky na axiálních snímcích ve 30 stupních. Byly přítomny těžké artrotické změny (obr. 7.1–2). Aloplastika kolenního kloubu byla provedena standardním způsobem z anterolaterálního přístupu (obr. 7.3). Zároveň byla provedena parciální synovektomie. Použili jsme nejmenší velikosti komponent AGC Biomet. Při následném extramedulárním cílení na tibii vznikl problém příliš dlouhé tyče. Cílili jsme proto jen za použití proximální části cíliče a nastavili sklon a výši resekce podle méně poškozeného mediálního kondylu tibie. K posouzení mechanické osy na tibii jsme použili samostatnou kovovou tyč. Po resekci kloubních ploch jsme postupovali standardně bez problémů.

Po jednom roce od operace je při kontrolním vyšetření rozsah pohybu 0 až 100 stupňů, na kontrolních rentgenových snímcích je mechanická osa ve 3stupňovém valgózním postavení (obr. 7.4). Pacientka je s výsledkem operace spokojena. Chodí o dvou francouzských holích z důvodu recidivy stenózy páteřního kanálu (obr. 7.5). Na obrázku 7.6 je rentgenový AP a boční snímek po 7 letech od aloplastiky, kde nejsou známky uvolňování. Klinický nález demonstruje obrázek 7.7 – extenze plná, flexe 100 stupňů.

7.2.1 Genetické podklady

Achondroplazii lze diagnostikovat již ve 20. týdnu těhotenství měřením délek všech dlouhých kostí pomocí



Obr. 7.3 – A: mechanická osa před operací, valgus 20 stupňů, B: mechanická osa po operaci, valgus 3. stupně.

8 Problematika totální náhrady kolenního kloubu u revmatických nemocných

Pavel Vavřík, Ivan Landor, Stanislav Popelka

8.1 Úvod

Zánětlivá revmatická onemocnění zahrnují poměrně širokou škálu onemocnění, z nichž se ortoped nejčastěji setkává s revmatoidní artritidou, juvenilní idiopatickou artritidou, ankylozující spondylartritidou, psoriatickou artritidou a systémovým lupus erythematoses. Nejčastější je revmatoidní artritida (RA) postihující až 1 % populace, následovaná psoriatickou artritidou, 0,8–1 %. Ostatní choroby jsou podstatně vzácnější a odhady jejich výskytu v populaci se pohybují v setinách procent (Pavelka a Rovenský, 2003). Charakteristickým projevem onemocnění jsou mimo jiné mnohočetné kloubní záněty, vedoucí postupně k rozvoji typických kloubních deformit, které výrazně omezují funkci a stávají se velikým problémem i při běžných denních aktivitách. Přibližně jedna čtvrtina nemocných s RA potřebuje chirurgický výkon na kloubech během prvních dvaceti let onemocnění. Operační léčba kloubních náhrad u pacientů se zánětlivými revmatickými onemocněními se výrazně liší od obdobných výkonů u pacientů s artrózou, je zatížena výrazně vyšším rizikem celkových i lokálních komplikací. V následujícím textu jsme se pokusili upozornit na nejčastější problémy a uvádíme postupy, jak rizika z nich plynoucí v nejvyšší možné míře omezit.

8.2 Nejčastější rizika

Hlavní problémy u těchto pacientů jsou následující:

a) Jedná se o **systémové onemocnění pojiva s multiorgánovým postižením** způsobeným nejen vlastním onemocněním, ale při déletrvajícím průběhu i následky intenzivní chronické medikace. Nejčastějšími

postiženími jsou různé stupně chronické renální insuficience, zánětlivé a ulcerózní změny GIT, útlumy krvetvorby, změny kvality kosti a kožního krytu, ale i mnohá jiná. Celkový stav ovlivňuje rozhodnutí o vedení anestezie, antibiotické profylaxi a prevenci TEN.

b) Vznikají **závažné kloubní deformity**. U revmatických pacientů jsou časté těžké osové deviace kolenního kloubu, které jsou způsobeny nekrózou kondylů tibie nebo femuru a současnou vazovou insuficiencí různého stupně. Zhodnocení míry podílu kostní složky a měkkých tkání na deformitě vyšetřením korigovatelnosti deformity a rtg snímky v zátěži je zcela zásadní jak pro volbu a stavbu použitého implantátu, tak pro volbu vhodné operační techniky.

c) **Osteoporóza a kostní defekty**. Závažná osteoporóza bývá spíše pravidlem. Časté jsou kostní nekrózy, projevující se v pozdějších stádiích kostními defekty. Podle našich zkušeností se na závažnosti osteoporotických změn podílí významnou měrou i dlouhodobá inaktivita bolestivých kloubů. Po úspěšné kloubní náhradě se v delším časovém horizontu kvalita kosti obvykle výrazně zlepšuje. Osteoporóza vyžaduje šetrnou operační techniku, stejně jako osové deformity ovlivňuje volbu implantátu a případné primární použití revizních prvků (dřívky, augmentace), neboť snižuje pevnost fixace implantátu v pooperačním období a musíme jí přizpůsobit dávkování statické zátěže při rehabilitaci. Jiným problémem, způsobeným spíše poruchami růstu, je kombinace osteoporózy s malými anatomickými rozměry epifýz a redukovanými diafyzárními průměry femuru a tibie u juvenilní idiopatické artritidy.

d) **Polyartikulární postižení.** Jednotlivé klouby se vzájemně ovlivňují, a to nejen z hlediska osově zátěže, ale modifikují také schopnost pacienta kvalitně rehabilitovat a později užívat implantovanou náhradu. Vždy je proto nutné vyšetřit celého pacienta a podle typu jeho kloubního postižení zvolit individuální přístup. Musí být zvolen správný postup načasování a sekvence operací jednotlivých kloubů a zváženy jeho výhody a nevýhody. Před plánováním operací náhrady kolena je proto nutné vzít v úvahu postavení nejen v operovaném kloubu, ale i v kloubu kyčelním, dále postavení nohy a hlezna a také stav, zejména flekční kontrakturu a stabilitu kolena protilehlého. Zanedbat se nesmí ani stav kloubů HK, ovlivňující schopnost užívání berlí a tím celé rehabilitace. Neřešená addukční kontraktura v kyčli, flekční kontraktura protilehlého kolena nebo destrukce hlezna kloubů sub talo ústící v planovalgózní postavení nohy jsou nejčastější příčiny asymetrického přetížení kolena u revmatika (Popelka et al., 2014). Důsledkem je recidiva osově deformity a instabilita projevující se předčasným selháním nebo nedokonalou funkcí náhrady. Celkový stav pacienta a schopnost chůze jsou také indikačním kritériem při stanovení rozsahu a cíle plánovaného revizního výkonu.

e) **Zhoršená kvalita měkkých tkání** se projevuje dvěma způsoby. V důsledku systémového postižení pojiva dochází k postižení vazového aparátu kolenního kloubu. Kloub bývá často značně nestabilní a v těchto případech je nutné použít stabilizované nebo i závažné náhrady, kde je ovšem životnost kloubní náhrady menší než u klasické náhrady. Kvalitu měkkých tkání a jejich schopnost hojení také ovlivňuje dlouhodobá medikace. Známa je tato skutečnost u kortikosteroidů. V podezření ze zpomalování hojení ran jsou methotrexat a toclizumab.

f) **Zvýšená krvácivost a chronická anémie** – jednak v důsledku dlouhodobé terapie NSA, jednak v důsledku změn kvality cévní stěny při poruše kvality pojiva a vaskulitidě. Tyto změny mohou být poměrně diskrétní a ani běžné hematologické vyšetření nemusí jejich závažnost v plné míře ozřejmit. Na chronické anemizaci se může podílet i postižení GIT a jater v důsledku chronického užívání léků. Podcenění této situace vede nejen k celkově nepřiměřeným krevním ztrátám, ale také k hematomům zpomalujícím rehabilitaci a zvyšujícím riziko poruch hojení a infekce. Tvorbu takových hematomů lze také často přičíst na vrub irelevantní profylaxe TEN, stejně jako trombocytopénii při podávání methotrexatu.

g) **Změny imunity** spojené se sníženou rezistencí k infekci. Infekční komplikace jsou např. u pacientů s RA 2–2,5× vyšší než v běžné populaci (Doran et al., 2002, Franklin et al., 2007). Další zvýšení rizika infekčních komplikací představují obvyklé komorbidity jako chronická obstrukční choroba bronchopulmonální, diabetes mellitus, chronická onemocnění ledvin aj.

Data z francouzského revmatologického registru ukazují, že hlavními rizikovými faktory infektu endoprotézy u revmatiků bylo provedení revize totální endoprotézy v prvním roce sledování podávání kortikosteroidů, přičemž riziko se zvyšuje v závislosti na dávce (Gilsonová et al., 2010). Z hlediska ortopedy je tedy třeba věnovat pozornost délce a intenzitě chronické medikace kortikosteroidy.

Pro zhodnocení rizika infektu a správného načasování operace nás zajímá terapie tzv. nebiologickými a biologickými chorobu modifikujícími léky (biologic et non-biologic DMARDs). Zatím existující studie a výstupy z revmatologických registrů, které hodnotí souvislost biologické léčby s procentem infekčních komplikací po ortopedických operacích, též uvádějí nejednoznačné až protichůdné výsledky (Bongartz et al., 2006; Forejtová, 2014). Nicméně v praxi pozorujeme častější výskyt a těžší průběh infekčních komplikací kloubních náhrad u takto léčených pacientů. Příčiny budou zřejmě vícečetné a jejich vyhodnocení bude náročným úkolem vyžadujícím spolupráci revmatologů a ortopedů.

h) **Změny psychiky** – depresivní ladění je typické zejména pro pacienty s RA. Je nejen jedním z projevů onemocnění, ale příčinou mohou být i hospitalismus a dlouhodobě neřešené sociální obtíže pacienta. Naopak u pacientů s m. Bechtěrev není výjimkou nadměrný pooperační optimismus a podceňování významu stupňování zátěže v průběhu rehabilitace. Všichni tito pacienti vyžadují velkou pozornost a motivaci před operací i po operaci ze strany veškerého zdravotnického personálu.

Všechny tyto vlivy, které se uplatňují již u primo-implantací, se u revizních operací projevují ještě intenzivněji. Tomu je nutno přizpůsobit předoperační přípravu, plánování a načasování operačního výkonu, operační techniku, volbu implantátu i následnou rehabilitaci. Nezřídka již u primoimplantací jsme nuceni použít operační techniky nebo implantáty používané u revizí.

8.3 Základní principy

Základní zásady náhrady kolena u pacientů s RA nebo jiným zánětlivým revmatickým onemocněním lze shrnout následovně:

9 Počítačová navigace u operací endoprotéz kolenního kloubu a šablony

Karel Koudela jr.

9.1 Počítačová navigace

9.1.1 Úvod

Aloplastika kolenního kloubu se zbytkovou varozitou větší než 3° vede z důvodu asymetrického zatížení mechanických částí a kostní tkáně k rychlejšímu selhávání (Fang et al., 2009; Fang a Ritter, 2009; Kumar a Dorr, 1997; Lombardi et al., 2011; Ritter et al., 2011; Wasielewski et al., 1994). Podle Stulberga má po aloplastice kolenního kloubu více než 10 % kolenních kloubů varózní deformitu větší než 3° (Stulberg et al., 2002). Nepřesnosti při cílení řezů použitím standardních mechanických instrumentárií a nemožnost verifikovat vybalancování kloubních prostorů („gapů“) vedly k hledání dalších možností cílení. S rozvojem výpočetní techniky byly vyvinuty systémy umožňující cílit řezy pomocí počítače na operačním sále. Zavedení těchto systémů začalo v devadesátých letech minulého století. Podle údajů z registrů je v současné době implantováno (informace aktuální pro rok 2012) pomocí navigace 11 % kolen v západní Austrálii, 2 % ve Velké Británii, 19 % v Norsku a 0,7 % ve Švédsku (Schnurr a König, 2013). V České republice jsou v současné době dostupné systémy BrainLab-Vector Vision a Ci, Ortho Pilot firmy B-Braun.

9.1.2 Uspořádání a typy počítačové navigace

Počítačová navigace (computer assisted surgery – CAS) se skládá z počítače s kamerou, která snímá pozici sond připojených k částem těla pacienta, a to buď přivrtáním sond do kosti v operačním poli, či ze separátní incize mimo něj, nebo jsou fixovány pomocí pružných pásek k částem končetin v určených bodech. Sonden mohou

být buď aktivní, nebo pasivní. **Aktivní sondy** emitují záření v neviditelné části spektra, které je snímáno kamerou počítače. Výhodou těchto sond je menší citlivost ke znečištění, nevýhodou pak nezbytnost připojení pomocí kabelů, které mohou překážet při operaci. **Pasivní sondy** odrážejí záření emitované zdrojem umístěným přímo u kamery počítače (princip: odrazky – zrcátka). Výhoda spočívá v tom, že jsou autonomní, nepotřebují tudíž přívod elektrického proudu kabelem. Sonden jsou v podstatě jen body odrážející paprsky. Protože u těchto pasivních sond docházelo častěji k znečištění tělními tekutinami, což zhoršovalo jejich optické vlastnosti, jsou již dostupné sondy nové s „nemačivým“ povrchem, které jsou v tomto směru odolnější. Počítač ovládá buď operační tým, nebo externí asistent pomocí pedálů, ukazovátka či dotykové obrazovky, která je překryta sterilní průhlednou fólií.

Počítačovou navigaci lze principiálně rozdělit na dva typy, „image-less“ CAS – bez využití zobrazovacích metod před výkonem a „image-based“ CAS – s využitím zobrazovacích metod před výkonem (CT, rtg atd.).

Průběh operací podle typu počítačové navigace

Při navigaci typu „image-less“ se po přípravě operačního pole a po provedení artrotomie umísťují sondy zavrtáním do kosti. Po zafixování sond je třeba zkontrolovat jejich pevnou pozici (neměly by se „viklat“). Jejich pevné ukotvení je nutno kontrolovat i v průběhu operace, zda se z důvodu špatného zavedení nebo špatné kvality kosti neuvolnily. Operátor načítá dané body podle předem daného protokolu v závislosti na typu navigace. Tyto procedury bývají

dostatečně intuitivní a řídí je software počítače. Obvykle se manipulací kyčelním kloubem načte mechanický střed hlavice femuru (kombinací rotace, abdukce, addukce, flexe a extenze končetiny), ukazovátkem se označí mezi kondyly stehenní kosti hypotetické místo vstupu do dřevěné dutiny a tím je určena mechanická osa femuru. Výšky kondylů femuru jsou odečteny jako nejdistančnější body mediálního a laterálního kondylu. U některých navigačních přístrojů je vyžadováno načtení většího množství bodů z kondylů. Podle těchto bodů se určuje mechanická osa femuru a výška resekce kondylů, která odpovídá obvyklé tloušťce femorální komponenty (většinou 9–10 mm), aby nedošlo ke změně výšky kloubní linie. Postupně načítáme bod na ventrální kortikalis v místě potenciálního výstupu pilového listu při přední resekci, případně i retrokurvaci distální části diafýzy femuru na přední ploše stehenní kosti pomocí speciální sondy, dále nejdorzálnější části mediálního a laterálního kondylu femuru. Poté se obvykle zadává střed interkondylické eminence a střed hlezna laterálně od šlachy musculus tibialis anterior a pozice vnitřního a zevního kotníku. Pomocí těchto bodů stanoví počítač mechanickou osu tibie. Výška resekce proximální tibie se plánuje po stanovení nejnižšího bodu na mediálním nebo laterálním tibiálním plató. Podle typu nainstalovaného softwaru se případně snímají další body, které upřesňují počítačový model a snižují riziko chyby měření.

V některých případech kvůli stanovení rotací vyžaduje počítač určení Whitesideovy linie a označení epikondylů, které doporučujeme provádět s velkou pečlivostí. Počítač ze získaných bodů ukáže virtuální zjednodušený model celé dolní končetiny. Na monitoru počítače lze ještě před resekcemi a uvolněním měkkých tkání ověřit pomocí stres testu (varizace či valgizace kolena prováděná operátérem), do jaké míry lze pasivně korigovat stávající deformitu nebo viklavost kolenního kloubu. Další postup je dán softwarem počítače, u některých systémů lze volit různé postupy resekce podle preference operátéra, jiné systémy umožňují jen jeden způsob („tibia first, femur first, extension gap first, flexion gap first“). Po provedení jednotlivých resekce se provede jejich ověření. Při rozdílné tvrdosti kosti mediálně a laterálně nebo při použití neostřích pilových listů a příliš opotřebovaných resekčních bloků (příliš široká štěrbinová pro pilový list) dochází při ověření resekce k překvapivě velkým chybám resekce i po předchozím pečlivém zacílení. Napětí vazivového aparátu se hodnotí pomocí rozvěráku (tzv. spreadery),



Obr. 9.1 – Navigační systém OrthoPilot, CT free navigace.

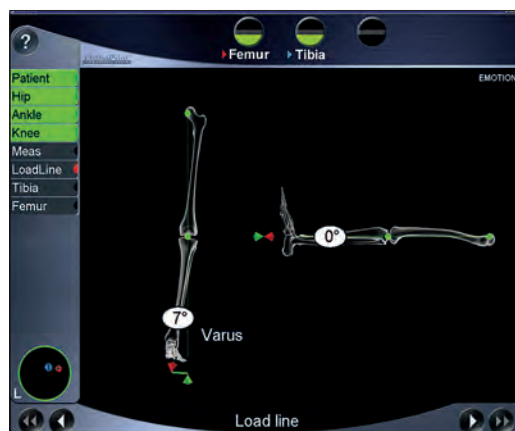
který se vkládá do kloubní mezery a aktivně natahuje vazy obvykle pomocí pružiny, rozvěracích kleští nebo hydraulického mechanismu s možností kontroly působící síly pomocí stupnice (princip siloměru nebo tlakoměru). Existují také elektronické varianty zařízení snímajících tlak v mediálním a laterálním prostoru kolena, které umožní kontrolovat napětí vazů v celém rozsahu pohybu. Následně je vhodné provést vybalancování, uvolnění (release), zkrácených vazivových struktur. V případě techniky „tibia first“, kde je prováděna resekce proximální tibie jako první řez, se měření kloubních mezer (tzv. gapů) provádí po této resekci. To nám umožní naplánovat, zda nebude nutné ponechat zbytkovou deformitu ve smyslu varus či valgus při resekci femuru, pokud nejsme schopni vazivové struktury optimálně vybalancovat. Je však nutné si uvědomit, že tímto řešením dojde pravděpodobně k následnému asymetrickému přetížení komponent endoprotézy a přilehlé kostní tkáně. (Zde je však dilema, zda mechanicky korektně provedené řezy na tibií a femuru kolmo na mechanickou osu při současně nevyvážených vazivových strukturách nejsou větším zlem. Na tuto

otázku nejsme schopni odpovědět.) Následuje měření vyvážení flekčních mezer v 90° flexi. Počítač obvykle navrhuje vhodnou rotaci femorální komponenty, aby dosáhl symetrie gapů. V tomto bodě je třeba varovat, aby v honbě za vyváženým a symetrickým flekčním gapem nebyla nastavena špatná rotace femorální komponenty s ohledem na pozici česky v patelofemorálním kloubu. Vnitřní rotace femorální komponenty může u některých kolen vést k vyššímu výskytu patelárních obtíží pravděpodobně z laterální hyperprese, v extrémních případech až k luxaci česky s následnou bolestí na přední straně kolena (Koudela Jr et al., 2012). V tomto případě doporučujeme kromě flekčních gapů vzít v úvahu i osu zadních kondylů femuru, Whitesideovu linii, a zejména pak transepikondylární linii. Znárodnění transepikondylární linie vyžaduje anatomickou preparaci epikondylů nutnou pro jejich přesnější identifikaci a znalost jejich morfologie. Větší opatrnost je tomuto třeba věnovat v situaci, kdy nás počítač vede s cílem zachování symetrie flekčních gapů k rotaci menší, než je obecně nastavována u mechanického cílení, tj. tří stupňů zevní rotace oproti zadní kondylární linii. Tento stupeň rotace se jeví vyhovující u většiny kolenních kloubů v důsledku narovnání původně předoperačního třístupňového zešíkmení kloubní šterbiny ve frontální rovině.

V souboru 256 kolen byl měřen úhel mezi transepikondylární linií a zadní kondylární linií femuru peroperačně. V 62 % tento úhel odpovídal hodnotě 3°, v 36 % byl větší než 3° a ve 2 % byl roven 0°, což naznačuje, že u asi 1/3 pacientů nemusí standardní tři stupně zevní rotace stačit a ve výjimečných případech mohou být příliš (Koudela Jr et al., 2012). Větší úhel zevní rotace femorální komponenty vyžadují častěji valgózní



Obr. 9.2 – Snímání bodů při primoimplantaci kolene u CT free systému, aktivní sondy.



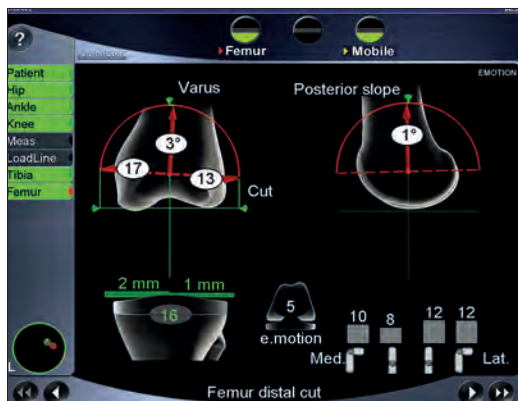
Obr. 9.3 – Obrazovka navigace OrthoPilot, ukazuje předoperační dlouhou osu končetiny v plném natažení kolene.

kolena, kde je laterální kondyl hypoplastický či částečně „spotřebován“ vlivem dlouhotrvajícího artrótického procesu.

Některé navigační systémy umožňují naplánovat také rotaci tibiální komponenty.

Po vyhodnocení extenčního gapu není vhodné přidávat distální resekci femuru více než 2 mm, zejména u implantátů s ponecháním zadního zkříženého vaz. Toto je někdy rutinně prováděno u pacientů s flekční kontrakturou kolene, kdy v plné extenzi je zadní prostor zúžen kontrahovaným zadním kloubním pouzdem. Správným řešením by mělo být primárně povolení dorzální kloubní kapsuly. Zvýšením (proximalizací) resekce distálního femuru dojde k proximalizaci kloubní linie a následkem toho vzniká midflekční-semiflekční instabilita (nestabilita v rozsahu 30–60 stupňů flexe). Méně striktní můžeme být u implantátů, u nichž není zachován zadní zkřížený vaz (LPS, PS, high dish). V tomto případě je proximalizace kloubní linie lépe tolerována. Po provedení a ověření finálních resekcí a po nasazení definitivních komponent je možno změřit mechanickou osu končetiny a změřit míru vyvážení (viklavost) kolena v extenzi, semiflexi, v 90° flexi, eventuálně v hluboké flexi. Po odstranění sond je proces navigace ukončen.

Navigace s využitím zobrazovacích metod („image-based“) vyžaduje předoperační vyšetření nejčastěji pomocí CT. Počítačem je vytvořen 3D model kolena a končetiny, což umožní předoperačně plánovat. Při operaci se virtuální 3D model na základě odebraných bodů pomocí sond spáruje se skutečným kolenem.



Obr. 9.4 – Obrazovka navigace OrthoPilot, plánování umístění femorální komponenty, se změřením její velikosti, ukazuje velikost extenčních a flekčních mezer (gapů), velikost resekce distálního femuru a dorzální sklon femorální komponenty.

Počítač pak vede operační výkon podobným způsobem jako u předchozího typu navigace. Tento způsob navigace je v současné době méně rozšířen. Má přibližně stejnou přesnost jako „image free“ navigace. Nevýhodou je nutnost předoperačního CT vyšetření a časově náročné předoperační plánování (Perlick et al., 2004; Victor a Hoste, 2004).

9.1.3 Přínosy počítačové navigace

Pokud hodnotíme přesnost navigace, lze konstatovat, že její použití u primární implantace TEP přináší menší počet pacientů s pooperační mechanickou osou končetiny vybočující o více než 3° do varu či do valgu než při použití standardního mechanického cílení (Chauhan et al., 2004), i toto je však některými autory zpochybněno, nutno však dodat, že těchto referencí je výrazná menšina (Allen et al., 2014). Častěji je zpochybňována větší přesnost při nastavení rotace součástek (Allen et al., 2014; Burnett a Barrack, 2013).

Počítačová navigace je vykoupena delším operačním časem (prodloužení v průměru v rozsahu 13–20 minut). U některých navigačních systémů je podle tvůrců nových systémů prodloužen operační čas jen o zhruba 2 minuty.

Jednoznačně není též prokázáno zlepšení klinických a funkčních výsledků u pacientů operovaných pomocí navigace (Allen et al., 2014).

Existují však práce, které dokazují menší počet revizních operací za použití navigačních systémů (Burnett a Barrack, 2013; Schnurr et al., 2012).

Je také prokázán nižší výskyt tukové embolie a nižší krvní ztráta ve srovnání se standardním mechanickým cílením (Venkatesan et al., 2013).

Kromě výše uvedeného spatřujeme výhodu navigaci u pacientů po zlomeninách skeletu, kde je obtížné cílit mechanickou osu femuru nitrodřeňově z důvodu obliterace dřeňového kanálu nebo u výrazných extraartikulárních deformit. Rovněž u pacientů po infektech femuru nebo tibie je lépe se místům, kde probíhal tento proces, raději vyhnout a nepoužívat nitrodřeňové cílení. S výhodou lze použít navigaci u miniinvasivních přístupů při aloplastice kolenního kloubu, eventuálně při korekčních osteotomiích. Při použití počítačové navigace je třeba dávat pozor, aby nedošlo k operační chybě. Nesprávně zadané referenční body při akvizici nebo uvolnění sond mohou negativně ovlivnit výsledek operace.

Je zde též vyšší riziko zanesení infekce kolem vstupu pinů nebo při manipulaci s kabely.

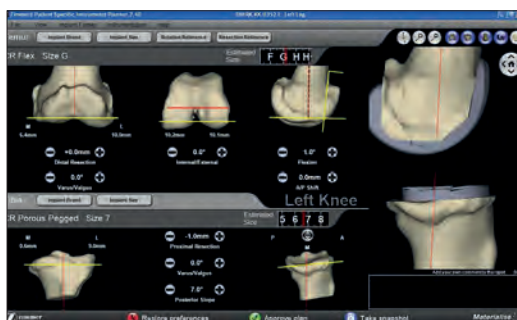
Využití navigace u revizních operací kolenního kloubu referuje menší počet autorů než u primární implantace (Chatain et al., 2012; Jenny a Diesinger, 2010; Perlick et al., 2005; Perlick et al., 2003; Perlick et al., 2006; Thieleman et al., 2007). Citovaní autoři využívají cílení pomocí navigace např. po selhaných hemiartroplastikách v případě větší kostní ztráty. Pomocí navigace je teoreticky možné lépe naplánovat výšku kloubní linie a pozici součástek v terénu kostních defektů. Obvykle autoři využívají standardní software určený pro primární implantaci. Nověji jsou zaváděny systémy robotizace např. pomocí systému APEX, kde je systém navigace doplněn o robotickou ruku posouvající resekční šablonu či pohybující frézku odstraňující kost (Song et al., 2013).

9.1.4 Shrnutí

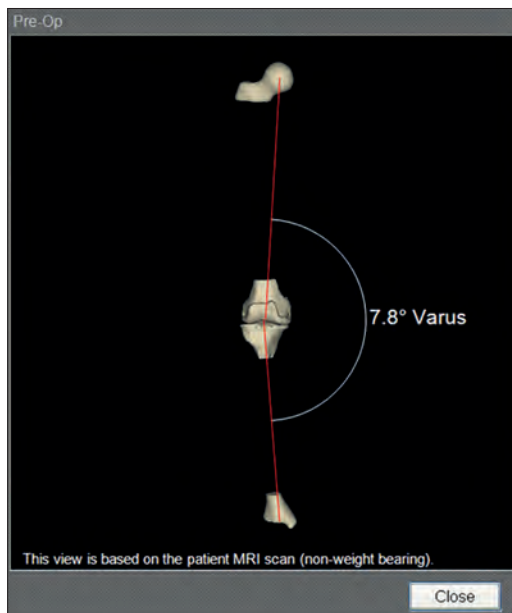
Navigace přináší lepší postavení komponent ve frontální a sagitální rovině (Chauhan et al., 2004; Mason et al., 2007). Umožňuje lépe peroperačně verifikovat mechanickou osu končetiny a vybalancování gapů. Lepší nastavení rotace komponent je diskutabilní (Burnett a Barrack, 2013), zejména pokud je primárně nastavena podle flekčního prostoru, ale možné (Chauhan et al., 2004; Mason et al., 2007). Pacienti operovaní pomocí navigace nemají prokazatelně lepší klinické a funkční výsledky, rovněž delší přežívání implantátů není prokázáno (Burnett a Barrack, 2013). U revizních operací kolena není navigace rutinně užívána. Většinou se jedná o improvizaci se softwarem rutinně používaným při primární implantaci.

9.2 Použití individuálních šablon – specifických řezacích bloků u primoimplantací kolenních kloubů

Použití individuální šablon, takzvaných „patient-specific instruments“, u aloplastiky kolenního kloubu přesouvá počítačovou navigaci z pooperačního do předoperačního období (Lachiewicz a Henderson, 2013). Všechny v současnosti dostupné systémy vyžadují předoperačně provedení MR nebo CT vyšetření, v některých případech doplněné rentgenovým snímkem celé dolní končetiny. Tyto snímky jsou pomocí internetového spojení za pomoci příslušného softwaru exportovány elektronicky do centrály. Zde je vytvořen virtuální 3D model končetiny a kolenního kloubu a navržena pozice a velikost součástek. Tato data si operátor zpět stáhne přes internet do svého počítače a provádí předoperační plánování spočívající v kontrole pozice a velikosti komponent. Příslušný software nabízí různé možnosti nastavení rotací součástek (femur, tibia), možnost nastavení zbytkové varozity či valgosity, umožňuje též změnu výšky resekce a ukazuje mechanickou osu končetiny. Tento 3D model je možno si na obrazovce rotovat, prohlížet. Celý systém však není v současné době schopen zohlednit stav měkkých tkání (postranní vazy – jejich kontrakce či elongace vlivem předchozí deformity). Po úpravě operátorem a schválení jsou data opět odeslána do centra a na tomto základě jsou vytvořeny šablony, které v určitých místech přesně



Obr. 9.5 – Obrazovka předoperačního plánování s 3D modelem kolenního kloubu vytvořeným na základě dat z magnetické rezonance. Součástky jsou v doporučené pozici, pozici je možno podle potřeby měnit (výška resekce, úhly, rotace, velikost komponent). Po případné úpravě pozice součástek se stávající stav odsouhlasí a odešle přes internetové spojení do centra, kde proběhne výroba šablon.



Obr. 9.6 – Dlouhá osa končetiny z 3D modelu MR kyčel, koleno, hlezno (pozor, jedná se o nezářezový snímek).

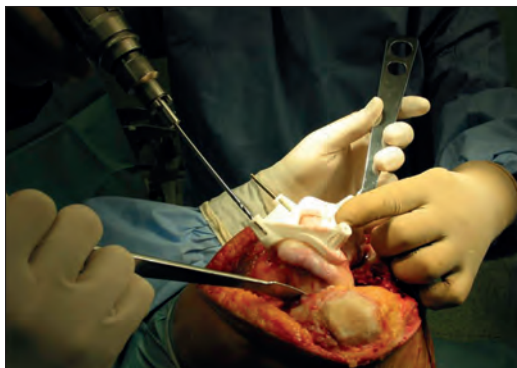


Obr. 9.7 – Individuální resekční šablony před operací. Na snímku je patrné jejich označení alfanumerickým kódem pacienta, aby nedošlo k jejich záměně.

kopírují povrch kondylů femuru a tibie. Na přání zákazníka může být zaslán i patřičný 3D model kosti odpovídající kolenu pacienta. Šablony jsou odeslány operátorovi poštou, na povrchu jsou označeny iniciálami pacienta a údaji nezbytnými ke své identifikaci. Celý tento proces trvá v současné době kolem 20–30 dní.

Při operačním výkonu se individuální šablony přikládají na obnažené kondyly. Zapínají se a následně se provádějí resekce buď přímo v jejich slotu, nebo se využívá pozice pinů v kosti, na které se následně přiloží standardní řezací bloky.

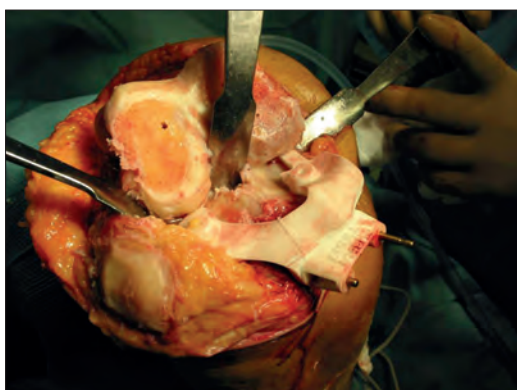
Tato metoda ve většině případů zkracuje operační výkon. Její nevýhodou je nutnost předoperačního MR



Obr. 9.8 – Umístění femorální šablony na femur a označení (zapínování) otvorů v ní, využije se pro fixaci resekčních bloků. Individuální šablona kopíruje povrch femuru, a tím je určena její správná pozice.

či CT vyšetření a s tím spojené náklady a dále náklady spojené s výrobou šablon, přináší to o něco komplikovanější logistiku, delší čas věnovaný předoperačnímu plánování. Použití šablon též snižuje počet operačních nástrojů (možno snížit o součásti nutné ke standardnímu zacílení součástek).

Tato metoda má přinést přesnější pozici součástek v koronální rovině a lepší nastavení rotací. Doporučujeme však i při jejím použití provést extramedulární ověření resekce femuru a tibie před jejich provedením a po něm a ověření rotace femorální komponenty intraoperačně podle anatomických bodů (epikondyly, Whitesidova linie...). Je vhodné si též proměřit gapy.



Obr. 9.9 – Umístění tibiální individuální šablony, zapínování na tibii. Po zapínování dojde k odstranění šablony a umístění standardního resekčního bloku, ve kterém se pak provádí resekce standardním způsobem. U některých typů šablon je resekční blok jejich součástí, řeže se tedy přímo v šabloně.

Většina studií ukázala stejnou nebo lepší přesnost těchto instrumentů než při použití standardních nástrojů (Daniilidis a Tibesku, 2013). Jsou však autoři, kteří referují u této metody horší přesnost než při použití standardních nástrojů (Chen et al., 2014), zdá se, že v porovnání s navigací přináší tento systém o něco horší přesnost resekce (Lustig et al., 2013).

Využití specifických instrumentů u revizních operací kolen nebylo v soudobé literatuře nalezeno, vyskytují se zmínky o využití v jiných lokalizacích při resekcích kosti pro tumory, kde se podle individuálních šablon provádějí resekce pro umístění individuálních implantátů.

9.2.1 Shrnutí

- Použití specifických instrumentů při primoimplantaci TEP se jeví jako slibná a dostatečně přesná technika při cílení resekce. Může nám pomoci s nastavením rotace femorální a tibiální komponenty.
- Tato technika může při dobrém zvládnutí zkrátit operační čas a počet operačních nástrojů.
- Vyžaduje však delší čas nutný věnovat předoperačnímu plánování i další finanční náklady.
- Využití této metody je vhodné, pokud není možno bezpečně cílit nitrodřeňově (pouřazové stavy, stav po osteomyelitidě, extraartikulární deformity) (Thienpont et al., 2013) a při použití operačních minipřístupů.

Literatura

1. Allen CL, Hooper GJ, Oram BJ, Wells JE. Does computer-assisted total knee arthroplasty improve the overall component position and patient function? *Int Orthop* 2014;38(2):251–7.
2. Burnett RS, Barrack RL. Computer-assisted total knee arthroplasty is currently of no proven clinical benefit: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res* 2013;471(1):264–76.
3. Daniilidis K, Tibesku CO. Frontal plane alignment after total knee arthroplasty using patient-specific instruments. *Int Orthop*. 2013;37(1):45–50.
4. Fang DM, Ritter MA. Malalignment: forewarned is forearmed. *Orthopedics* 2009;32(9).
5. Fang DM, Ritter MA, Davis KE. Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? *J Arthroplasty* 2009;24(6 Suppl):39–43.
6. Chatain F, Denjean S, Delalande JL, Chavane H, Bejui-Hugues J, Guyen O. Computer-navigated revision total knee arthroplasty for failed unicompartmental knee arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012;98(6):720–7.

7. Chauhan SK, Clark GW, Lloyd S, Scott RG, Bredahl W, Sikorski JM. Computer-assisted total knee replacement. A controlled cadaver study using a multi-parameter quantitative CT assessment of alignment (the Perth CT Protocol). *J Bone Joint Surg Br* 2004;86(6):818–23.
8. Chen JY, Yeo SJ, Yew AK, Tay DK, Chia SL, Lo NN, Chin PL. The radiological outcomes of patient-specific instrumentation versus conventional total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014;22(3):630–5.
9. Jenny JY, Diesinger Y. Navigated revision TKR: a comparative study with conventional instruments. *Orthopedics*. 2010;33(10 Suppl):58–61.
10. Koudela K Jr, Koudelová J, Koudela K Sr, Kormunda S, Křen J, Pokorný J. Comparison and statistical evaluation of two methods of condylar twist angle measurement in total knee arthroplasty. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2012;79(4):324–30.
11. Kumar PJ, Dorr LD. Severe malalignment and soft-tissue imbalance in total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 1997;10(1):36–41.
12. Lachiewicz PF, Henderson RA. Patient-specific instruments for total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2013;21(9):513–8.
13. Lombardi AV Jr, Berend KR, Ng VY. Neutral mechanical alignment: a requirement for successful TKA: affirms. *Orthopedics* 2011;34(9).
14. Lustig S, Scholes CJ, Oussedik SI, Kinzel V, Coolican MR, Parker DA. Unsatisfactory accuracy as determined by computer navigation of VISIONAIRE patient-specific instrumentation for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2013;28(3):469–73.
15. Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fehring K. Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty* 2007;22(8):1097–106.
16. Perlick L, Balthis H, Perlick C, Lüring C, Tingart M, Grifka J. Revision total knee arthroplasty: a comparison of postoperative leg alignment after computer-assisted implantation versus the conventional technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13(3):167–73.
17. Perlick L, Balthis H, Tingart M, Grifka J. Implementation of a CT-based navigation system in two-stage reimplantation for infected total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 2003;69(4):355–60.
18. Perlick L, Balthis H, Tingart M, Perlick C, Grifka J. Navigation in total-knee arthroplasty: CT-based implantation compared with the conventional technique. *Acta Orthop Scand* 2004;75(4):464–70.
19. Perlick L, Lüring C, Tingart M, Grifka J, Balthis H. Revision prosthetic of the knee joint. The influence of a navigation system on the alignment and reconstruction of the joint line. *Orthopade* 2006;35(10):1080–6.
20. Ritter MA, Davis KE, Meding JB, Pierson JL, Berend ME, Malinzak RA. The effect of alignment and BMI on failure of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93(17):1588–96.
21. Schnurr Ch, Güdden I, Eysel P, König DP. Influence of computer navigation on TKA revision rates. *Int Orthop* 2012;36(11):2255–60.
22. Schnurr Ch, König PD. Benefits of Imageless Computer Navigation in Total Knee Arthroplasty. *Computer and Template Assisted Orthopedic Surgery*. Springer Berlin Heidelberg, 2013:97–102.
23. Song EK, Seon JK, Yim JH, Netravali NA, Bargar WL. Robotic-assisted TKA reduces postoperative alignment outliers and improves gap balance compared to conventional TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2013;471(1):118–26. Erratum in: *Clin Orthop Relat Res* 2012 Sep;470(9):2627.
24. Stulberg SD, Loan P, Sarin V. Computer-assisted navigation in total knee replacement: results of an initial experience in thirty-five patients. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84–A Suppl 2:90–8.
25. Thielemann FW, Clemens U, Hadjicostas PT. Computer-assisted surgery in revision total knee arthroplasty: early experience with 46 patients. *Orthopedics* 2007;30(10 Suppl):S132–5.
26. Thienpont E, Paternostre F, Pietsch M, Hafez M, Howell S. Total knee arthroplasty with patient-specific instruments improves function and restores limb alignment in patients with extra-articular deformity. *Knee* 2013;20(6):407–11.
27. Venkatesan M, Mahadevan D, Ashford RU. Computer-assisted navigation in knee arthroplasty: a critical appraisal. *J Knee Surg* 2013;26(5):357–61.
28. Victor J, Hoste D. Image-based computer-assisted total knee arthroplasty leads to lower variability in coronal alignment. *Clin Orthop Relat Res* 2004;(428):131–9.
29. Wasielewski RC, Galante JO, Leighty RM, Natarajan RN, Rosenberg AG. Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1994;(299):31–43.

11 Fyzioterapie při aloplastice kolenního kloubu

Lukáš Ryba, Rita Firýtová, Monika Valešová

Operace dysfunkčního kolenního kloubu zpravidla zbaví pacienta bolesti a zajistí mnohdy stabilnější kloub s dostatečným rozsahem pohybu. Úkolem rehabilitace je optimalizace kvality funkce kloubu v kontextu holistického vnímání pacienta s co nejrychlejším návratem k individuálním aktivitám všedního dne. Při této cestě za optimalizovanou funkcí prochází pacient hned několika fázemi rehabilitační péče. Úspěch náhrady kolenního kloubu začíná již v době předoperační a končí návratem k obvyklým denním aktivitám v době čtvrt až půl roku po operaci.

11.1 Fáze 1 – předoperační péče

Čas: Od doby získání termínu operace.

Předoperační péče zahrnuje tyto cíle: edukace, celková kondice, ošetření postiženého kloubu, svalová síla, svalová rovnováha, balance, rozsah pohybu, psychická pohoda, stereotyp dýchání, nácvik chůze s odlehčením, nácvik chůze s oporou o podpažní berle, nácvik sebeobsluhy.

Předoperační příprava začíná v období získání termínu operace. V našich podmínkách bohužel ne vždy a u všech pacientů probíhá v nemocničním zařízení. Často se na operaci připravuje pacient sám v domácím prostředí. Úspěch operačního řešení s přidanou hodnotou naplnění očekávání pacienta začíná již v předoperační době, a to v rozdělení kompetencí v rámci multidisciplinárního týmu, jehož součástí je ortoped (operátor), ošetrovatelský personál, fyzioterapeut, ergoterapeut a sociální pracovník. Každý svým dílem a podle svého nejlepšího svědomí vede pacienta k společnému cíli, jímž je optimální výsledek operace. Pacient je seznámen s průběhem veškeré péče, včetně operace, jsou mu vysvětleny všechny fáze rehabilitační léčby i cíle rehabilitačního procesu. Je snaha o co nejaktivnější zapojení pacienta. Dobrá komunikace v předoperačním

období usnadňuje postupy péče ve všech fázích procesu pooperační péče. Fyzioterapie v předoperačním období je zaměřena na přípravu pacienta na operační výkon. Stanovení rehabilitačního plánu předchází podrobné vyšetření, jehož součástí je kineziologický rozbor, goniometrické vyšetření, zhodnocení svalové síly, vlivnosti kloubu, rovnovážných schopností a kvality aktivit běžného denního života. Kvalitu života a funkční schopnosti při provádění běžných denních aktivit hodnotíme často pomocí standardizovaných dotazníků kvality života HAQ (Health Assessment Questionnaire), funkčních schopností FIM (The Functional Independence Measure) (Kolář, 2009). V terapii se obvykle optimalizuje rozsah pohybu a svalová síla pacienta, a to nejen na dolních, ale i na horních končetinách. Provádí se nácvik chůze o podpažních berlích, včetně nácviku odlehčení operované končetiny se zachováním kontaktu plosky nohy. Kontroluje se zvládání běžných denních aktivit v domácím prostředí, stereotyp dýchání a zvyšuje se případná nedostatečná kondice.

11.1.1 Edukace

Pacient je seznámen s operačním výkonem, fázemi léčby a cílem rehabilitace. Měl by pochopit důležitost své aktivní role v procesu uzdravování a optimalizace funkce nahrazovaného kolenního kloubu. Snaží se dosáhnout úprav domácího prostředí, ale i změn svého životního stylu a výběru vhodných pohybových aktivit. Cyklické aerobní pohybové aktivity pomohou udržet fyzickou kondici, případně i snížit tělesnou hmotnost. Edukace slouží i k pochopení obecných principů chování, které pomáhá prodlužovat životnost endoprotézy, rozeznat vhodnou míru zátěže nebo snižovat možnosti otěru kontaktních ploch. Jako významně rizikové jsou uváděny aktivity v kleče, hlubokém dřepu, poskok nebo skok.

11.1.2 Kineziologický rozbor

Kineziologický rozbor je vyšetřován ve třech variantách stoje (zpředu, zboku, zezadu). Sledují se výrazné asymetrie, odchylky od neutrálního postavení a svalové dysbalance. V oblasti kolenního kloubu je nejdůležitější, zda je kloub v semiflexi, varozitě či valgositě. Výše vyjmenovaná postavení mají přímé důsledky z hlediska úspěchu či neúspěchu operace.

11.1.3 Goniometrie

Předoperační a další kontrolní měření rozsahu pohybu se zjišťuje pomocí přiloženého goniometru. Hodnotí se rozsah pohybu do flexe a extenze v kolenním kloubu. Podle obecných pravidel je vyšetřován rozsah pohybu i kyčelního a hlezenního kloubu. Jiné klouby jsou měřeny v případě podezření na další možná omezení. U kolenního kloubu přikládáme goniometr na oblast laterální šterbiny kolenního kloubu a srovnáváme s druhostrannou končetinou. Požadovaný minimální rozsah pro funkční kolenní kloub je S 0–0–90.

11.1.4 Aktivní cvičení v uzavřených kinematických řetězcích

Nejvyhledávanější forma aktivace a posílení svalů v optimálních souhrách je aktivní cvičení v uzavřených kinematických řetězcích. Uzavřený kinematický řetězec je definován aktivním pohybem v kloubu, jehož dva sousední klouby jsou fixované. Pro zlepšení funkce kolenního kloubu a zapojení m. vastus medialis a m. vastus lateralis v kokontrakci se využívá především bilaterálních symetrických a asymetrických cviků. Příkladem symetrických cvičení může být například podřep, vstávání ze sedu nebo současný tlak obou plosek pokrčených dolních končetin ležícího pacienta proti odporu velkého gymnastického míče. Pro bilaterální asymetrická cvičení lze využít jízdy na rotopedu nebo střídavé pokrčování a natahování dolních konče-



Obr. 11.1 – Příklad symetrického cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci.



Obr. 11.2 – Příklad asymetrického cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci.

tin v kolenním kloubu s patou tlačící do overballu v celém rozsahu pohybu. Napomáháme tak rozvoji stabilizačních svalových souher.

11.1.5 Aktivní cvičení v otevřených řetězcích

Při cvičení v otevřeném kinematickém řetězci dochází k pohybu v kloubu tak, že lze jeho postavení měnit beze změny postavení v ostatních kloubech. Příkladem cvičení může být propínání a pokrčování kolena vsedě se svěšenými nohama z lůžka. Dále lze využít polohu vleže na zádech či na břiše, kdy končetina provádí opět flexi a extenzi. Mírnou rotací bérce je možno více cílit na mm. vasti. Cvičení v otevřeném řetězci se využívá především pro zvětšení rozsahu pohybu a pro zapojení svalů ve fázických svalových souhrách.

11.1.6 Nácvik chůze o berlích

Snahou terapeuta je naučit pacienta takzvanou třídobou chůzi o podpažních berlích. Pro třídobou chůzi je charakteristické pořadí – berle, operovaná končetina mezi berle, neoperovaná před berle. Nácvik kroku se provádí po řádném nastavení výšky berlí ve vzprámeném stoji při téměř natažených horních končetinách, kdy mezi axilu a horní část berle lze vložit 3–4 prsty a madlo podpažních berlí je přibližně ve výšce velkého trochanteru. Dále se během nácviku dbá na dodržování stejné délky kroku obou končetin, dostatečnou oporu a velikost opěrné báze. Správný stereotyp kroku souvisí s odvíjením chodidla. Došlap budoucí operované končetiny je minimalizován na kontakt s podložkou, a to přesně takový, že zajistí aferentaci z plošky nohy po dobu nášlapné, opěrné a odrazové fáze kroku. Je vhodné nacvičit i stereotyp chůze po schodech. Nahoru jde nejdříve neoperovaná končetina, dále se přisune operovaná a naposledy berle. Dolů je postup opačný (berle, operovaná, neoperovaná).



Obr. 11.3 – Nastavení výšky berlí.

11.2 Fáze 2 – časná pooperační péče

Čas: jeden až pět dní.

Cílem časné pooperační péče je předcházet komplikacím, preventivně působit proti vzniku srůstů a kontraktur, zmírnit bolest, snížit otok, zvyšovat rozsah pohybu, obnovit pocit bezpečí, psychické pohody a nezávislosti.

Vlastní rehabilitace je vždy zaměřena na konkrétního pacienta. Vychází z obecných rehabilitačních principů, charakteru provedení výkonu, typu užití endoprotézy a doporučení operátora. Cíle pro počáteční fázi rehabilitace lze shrnout obecnými standardy pro pooperační péči. Primárním cílem je předcházet případným komplikacím (Maxey, 2013). Dbá se na polohování operované končetiny. Provádí se dechová a kondiční cvičení, včetně cvičení neoperovaných končetin (Kolář, 2009). Dodržuje se opatření pro prevenci tromboembolické nemoci. Využívá se synergistického efektu izometrických cvičení. Pacient bývá vertikalizován nejpozději druhý až třetí den po operaci. Úkolem fyzioterapeuta, stejně jako dalšího zdravotnického personálu je sledování stavu operační rány, zejména v oblasti drenáže. Bolest a otok jsou po celou dobu hospitalizace obvyklou součástí pooperační péče. Fyzioterapeut si musí být vědom i dalších příznaků, jako je začervenání, bolesti v lýtku při oboustranné palpaci, zvýšené teploty nebo potivosti, které mohou upozorňovat na možnost infekce operační rány, tromboembolickou nemoc, flebotrombózu nebo plicní embolii. S jakýmkoliv takovým příznakem musí být seznámen ošetřující personál a operátor.

Období časné pooperační péče je vhodné pro stanovení individuálního léčebného plánu, který respektuje individualitu klienta, reálné cíle i veškeré zásady pooperační péče (Kolář, 2009). Z funkčního hlediska se zaměřujeme zejména na zvyšování rozsahu pohybu kolenního kloubu. Funkční rozsah kloubu je jednou z nejdůležitějších známek úspěšné léčby. Z tohoto důvodu se zařazuje jak aktivní, tak i pasivní cvičení, a to bezprostředně po operaci s dopomocí fyzioterapeuta nebo přístroje v podobě motodlahy. Pro aktivní cvičení se vybírá zejména cvičení v uzavřených kinematických řetězcích. Kontroluje se a postupně zlepšuje nezávislost pacienta ve smyslu mobility na lůžku, nácvičku vhodných stereotypů při přechodech v pozicích z lehu do sedu, při vstávání ze sedu do stoe a pro udržování stabilního stoe. Opakují se principy chůze o podpažních berlích. Je snaha o obnovení pocitu bezpečí, psychické pohody a nezávislosti při provádění běžných denních aktivit.

11.2.1 Cvičení na motodlaze

S pasivním cvičením na motodlaze se začíná bezprostředně po operaci. Podle dostupné literatury má tato metoda až blahodárné účinky, které se projeví zlepšeným hojením operační rány (Salter, 1989),



Obr. 11.4 – Nastavení končetiny na motorové dlaze.

zrychleným vstřebáváním hemartrosu (O'Driscoll, 1983), snížením rizika svalové atrofie (Dhert, 1988), snížením tvorby adhezí (Coutts, 1986) a snížením výskytu hluboké žilní trombózy (Lynch, 1990). To vše vede ke zkrácení délky pobytu v nemocnici (Gosc, 1987) a tím i k redukci spotřeby léků. Protokol aplikace pasivního cvičení na motodlaze se v literatuře různí. Obecně bývá výchozí nastavení stanoveno podle konkrétního pacienta, a to v rozmezí od 0 do 25–40° flexe (Maxey, 2013). Rozsah je buď zvyšován o 5 až 10 stupňů za den, nebo s přihlédnutím k toleranci pacienta. Použití motodlahy se pohybuje v časovém rozpětí od 4 do 20 hodin denně (Maxey, 2013). Pravidelné používání přístroje bývá ukončeno s koncem doby pobytu v nemocnici nebo když je dosaženo maximální flexe kolena omezené přístrojem. Pro zvyšování rozsahu do extenze jsme odkázáni na aktivní cvičení nebo polohování.

11.2.2 Polohování

Pravidelné polohování končetiny ve zvýšené poloze v kolenním kloubu působí antiedematózně, analgeticky a také v rámci prevence kontraktur a srůstů. Vhodné je využití pomůcek, jako je overball, klíny a polohovací polštář. Pokud je rána dobře kryta a nehrozí žádné komplikace, lze pacienta polohovat i na břiše. V ostatních případech se polohuje na břiše až po vynětí stehů.

11.2.3 Kryoterapie

Kryoterapie se využívá zejména pro její antiedematózní a analgetický účinek, ale i pro prevenci dalších komplikací. Pro chlazení se využívá obvykle chladivý sáček, který se přikládá přes obvaz na dobu tak dlouhou, aby nedošlo ke vzniku omrzlin. Doba, po kterou můžeme nechat působit ledový sáček, určuje hned řada faktorů – tloušťka obvazů, podkožní vrstvy a je třeba přihlídnout i k subjektivnímu vnímání chladu.

11.2.4 Izometrická cvičení

Posilovací cvičení, jako jsou izometrická cvičení hýžďového svalstva, hamstringů a m. quadriceps femoris, jsou prevencí atrofie a reflexní inhibice dolní končetiny. Pacienti taková cvičení provádějí po edukaci zcela nezávisle, čímž se zvyšuje jejich role aktivní účasti. Izometrická cvičení mohou být prováděna v sériích opakování, např. deset sérií opakování v jedné hodině s pozitivním zvyšováním až na 20 sérií s 20 opakováními (Maxey, 2013).

11.2.5 Elektroterapie

Pro prevenci atrofie a aktivaci čtyřhlavého svalu je užitečné aktivovat svalové jednotky pomocí různých typů neuromuskulární elektrické stimulace. Ve spojení s aplikací motodlahy bylo prokázáno snížené zpoždění kontrakce extenzorů kolena, stejně jako snížení délky pobytu v zařízení pro akutní péči (Goth, 1989). V našich

Seznam

použitých vybraných zkratk

3D	třidimenzionální	LPS, PS, High dish	implantáty pro alopastiku kolena bez zachování zadního zkříženého vaz
^{99m} Tc	technecium	m.	musculus
ADL	activities of daily living	MARS	metal artefact reduction sequence
AORI	Anderson Orthopaedic Research Institute	mm.	musculi
AP	anteroposteriorní (předozadní)	MPR	multiplanární rekonstrukce
BMD	bone mineral density	MPTA	medial proximal tibial angle
CAS	počítačová navigace (computer assisted surgery)	MR	magnetická rezonance
CNS	centrální nervový systém	n.	nervus
CRP	C-reaktivní protein	NM	nukleární medicína
CT	počítačová tomografie	NSA	nesteroidní antirevmatika
CT angio	počítačová tomografie s angiografií	OKS	Oxford Knee score
CTA	condylar twist angle	ORL	otorhinolaryngologie
DCS	dynamic condylar screw	PA	posteroanteriorní (zadopřední)
DFN	distal femoral nail	páteř C	krční páteř
DMARD	chorobu modifikující léky (biologická a nebiologická léčba)	páteř L	bederní páteř
DSA	digitální subtrakční angiografie	PCR	polymerase chain reaction
DXA	dual energy X ray absorptiometry	PET	pozitronová emisní tomografie
EP	entry point	PHANE test	papírkový test enzym esteráza
FAM	functional assessment measure	POLO test	pull out lift on
FDG	fluorodeoxyglukóza	RA	revmatoidní artritida (revmatoidní artritida)
GIT	gastrointestinální trakt	ROM	range of motion
HAQ	Health Assessment Questionnaire	rtg	rentgenový
HK	horní končetina	SPECT	single photon emission computed tomography
HMPA	hexamethyl propylen aminooxim	TEN	tromboembolická nemoc
KAKPS	Kujala anterior knee pain scale	TEP	totální endoprotéza
KSS	Knee Society scoring system	TNF	tumor nekrotizující faktor
LCCK	Legacy Constrained Condylar Knee	TT-TG	distance tibial tuberosity-trochlear groove distance
lig.	ligamentum	WOMAC	hodnotící skóre pro osteoartrózu

Rejstřík

vybraných termínů a zkratk

A

agisticko-excentrická kontrakce 138

achondroplazie 82–86

aloplastika

doporučené postupy 45–63

individuální šablony 96–98

počítačová navigace 92–95

počítačový model 19–32

při achondroplazii 82–86

rehabilitace 130–138

revizní operační výkon 100–124

u gonartrózy 78–81

u pouřazové gonartrózy 65–77

anamnéza 100, 101

antibiotika

cefalosporiny 60, 63

v anamnéze 100

v cementu 102–144

artritida

idiopatická 87

revmatoidní 56, 87–91

vilonodulární 56–63

artrofibróza 46, 63, 66

artroskopie 112, 115, 116

augmentace 56, 81, 87, 89, 108

B

biologická léčba 88, 89, 90

blokátory TNF- α 89

C

CAS (computer assisted surgery) 92–95

cement

dřík 124

kvalita 102

s antibiotikem 102

technika aplikace 102, 108, 109

cílení

extramedulární 56, 65, 98

intramedulární 65, 112

navigace 92–95, 112

specifické instrumenty 68, 73

cílič

extramedulární 56, 62, 79

femorální 39

nitrodřeňový (intramedulární) 56, 62, 79, 81

tibiální 56, 57

condylar twist angle 19, 26, 40, 46, 66

cvičení izometrická 134

Č

česka: viz patella

D

defekt

femorální 108, 109

kostní 95, 106–110, 114

tibiální 108, 109

deformity

extraartikulární 39, 45

valgózní 42, 46, 56, 78, 80, 81, 89

varózní 39, 45, 46, 56, 57, 84, 89

digitální skiografie 40, 45, 62

dysplazie

femoropatelní 42, 46

skeletální 82

E

endoprotéza

bolest 101

doporučené postupy 45–63

infekce 88

klasifikace defektů okolní kosti 106–110

rehabilitace 133

revize 115–122

správné postavení 33, 42, 93, 102, 106, 112

špatná velikost 110–112

výměna 116

životnost 100, 130

entry point 39, 45, 79, 81

epifyzeodéza temporární 85

Exacyl (acidum tranexamicum) 60, 63

extension gap first 93

F

femorální komponenta

revize 120

standardní 93, 94, 112–115, 123–124

ženský typ 58, 62, 106, 110

femur

anterior referencing 113

first 93

posterior referencing 113

flexion gap first 93

fúzovaný snímek 36

G

gap (prostor) 62, 79, 92–98, 106, 112

extension gap first 93

flexion gap first 93

gonartróza

idiopatická 89

klasifikace 34

pouřazová 42, 65–77

goniometrie 130, 132

H

Hoffovo těleso 46, 47

hojení

bércové vředy 65

jizva 136

rány 88, 100, 133

Hounsfieldův fenomén 42, 110, 114

hřebíček: viz pin (kovová značka, hřebíček)

hydrokinezioterapie 138

hypoplazie 78, 81, 85, 86

Ch

chůze třídobá 132

I

image

based CAS 92, 94

less CAS 92

implantát

méně sevřený 46

pivotální 68

více sevřený 46, 56, 62

imunokompromitující farmaka 101

index

Blackburne-Peel 103

Caton-Deschamps 103

Insall-Salvati 35, 103

individuální šablona: viz šablona individuální

instabilita

flekční 101, 112, 123

chronická 68, 69

mediolaterální 69

předozadní 123

semiflekční 58, 79, 94

instrumentarium 58, 92, 102, 113, 123

J

juvenilní idiopatická artritida 87

K

kinematické řetězce

otevřené 132

uzavřené 132, 133

kineziologický rozbor 130, 132

klasifikace

AORI 107, 109

Bargarova a Grossova 107

Clatworthyova a Grossova 108

defektů kosti 106–110

Dorrova 106

Eliova a Lotkeova 107

Huffova a Sculcova 109

Insallova 108

Kellgrena a Lawrence 34

Massachusetts General Hospital 108

Randova 107

Slooffova a De Waal Malefijtova 108

University Pennsylvanie 109

klaudikace neurogenní 85

komplikace

další 91

infekční 88, 90

pooperační 110, 134, 135

provázející operaci 45, 65

korekční osteotomie 77, 85, 95

kortikosteroidy 88, 101

kryoterapie 134

kříž 56, 58, 60

L

lem sklerotický 35, 102

ligamentum

collaterale

laterale 17–18

mediale 14–17

popliteum

arcuatum 14, 18

obliquum 14, 17

linie

Blumensaatova 35

kloubní 45, 56, 57, 58, 62

kondylární 40, 42, 46

midsulcus 56

transepikondylární 40, 46, 56, 58, 62, 81, 90

transsulkální 51, 56, 58

transverzální 102

Whitesideova 46, 56, 58, 60, 62, 81, 90

zadní kondylární 40, 46, 94, 103

lupavé koleno 46, 59

M

malpozice komponent 100, 104, 112, 119, 122
methotrexat 88
migrace komponent 102
morbus Bechtěrev 88
motodlaha 133, 134
musculus
 gracilis 15, 16, 17
 popliteus 17, 57, 59, 62, 112, 115
 sartorius 16, 17
 semimembranosus 15, 16, 17
 semitendinosus 15, 16, 17, 57
myelopatie 85

N

navigace počítačová 92–95
needeling (vícečetné bodové incize) 55, 59
nervus peroneus communis 89, 90
nestabilita
 extenční 123
 flekční 101, 112, 123
 kolena 119
 kombinovaná 114
 patelofemorální 94, 103, 114, 116, 117
 semiflekční 58, 79, 94
notching (podříznutí kortexu) 59, 106, 113–114

O

offset 104, 106, 123, 124
onemocnění revmatické 87–91, 101
operace
 opakované 68
 při achondroplazii 83–86
 revizní 100–124
 u gonartrózy s valgózní deformitou 78–81
 u poúrazové gonartrózy 66–77
 u revmatických onemocnění 88–91
osa končetiny
 anatomická 45, 56, 112, 123
 mechanická 45, 106, 112, 123
osifikace paraartikulární 73
osteofyt 34, 62
osteoporóza 87, 101, 123
otěrové částice 102, 119
oversize 110–112

P

paréza
 nervus femoralis 65
 nervus fibularis 65
 nervus ischiadicus 65
patela: viz patella
patektomie 68, 70, 119

patella

 alta 35, 103
 baja 35, 73, 83, 103
 denervace 47, 116–119
 externa 35
 infera 68, 73, 103
 luxace 101, 104
 mobilizace 138
 no thumb test 117
 subluxace 35, 103
 tilt test 104
patelofemorální vazba 19, 26–32
pes anserinus 17, 101
pie crusting (vícečetné bodové incize) 57
pin (kovová značka, hřebíček) 56–60, 95, 96
plató
 stabilizační 68
polyetylenová vložka 112, 116, 119
postprocessing 114
projekce
 anteroposteriorní 33–40
 axiální 33–40, 80
 bočná 39
 Rosenbergova 35
přístup operační 46, 65, 78, 81
psoriatická artritida 87
pulzní laváž 59, 62

R

radiografie 36, 40
radiolucence 102, 104
redres 112, 115, 138
rekonstrukce 104, 117
relaxace postizometrická 138
release laterální 104, 115, 117
rentgenové snímky 33–40, 46, 62
revmatoidní artritida 56, 87, 89, 90
robotizace 95
Rosenbergova projekce: viz projekce: Rosenbergova
rotace komponent 94, 95, 98, 103, 114–115
rotoped 132, 138
rovinný model TEP kolena 20–83, 23, 24

S

sacrum horizontale 84
Salvatiho index: viz index: Insall-Salvati
skiografie digitální: viz digitální skiografie
slot 96
sonografie 42
spacer (vymezovač) 51, 57, 68, 81
specific instruments: viz šablona individuální
spinální stenóza 82, 83, 85
spreader (rozvěrák) 93

standardizace snímkování 38, 39, 40, 66

stress

pressure 28

Synovasure PJI 56

synovektomie 89, 119

systémový lupus erythematoses 87

Š

šablona individuální 57–63, 68, 96–98

šikmý kapsulární vaz 14, 17

štěpování 108

T

tenzometr 53, 58

test

gravitační 59, 62

patellar tilt test 104

POLO 55, 59, 62

tibia

first 93

zadní sklon 113

tibiální komponenta 57, 112–113, 114–115, 119

tocilizumab 88

tractus iliotibialis 14, 48, 57, 78

transpozice tuberozity tibie 73, 104, 116, 117

trombocytopenie 88

U

U-profilý 53, 58, 60, 62

uvolnění

aseptické 100, 124

V

valgozita fixovaná 46, 57, 78–81

valgózní koleno 37, 39, 45, 78–81, 94

valgus úhel 36, 39, 45, 46, 56, 62, 81, 123

vazy

patelární 19, 35, 103

postranní 19, 29, 57, 59, 79

vyvážení 101

zkřížené 94, 106, 114

viklavost kolena 94

Z

závěsné náhrady 69, 77, 88

zevní fixátor 68, 74

zlomeniny

periprotetické 91, 101, 110, 114