

Přesnost cílení kostních kanálů při plastice předního zkříženého vazu – přínos počítačové navigace

Accurate Placement of Bone Tunnels in Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament – a Contribution of Computer-Assisted Navigation

R. HART, J. KREJZLA, P. ŠVÁB

Ortopedicko-traumatologické oddělení Nemocnice Znojmo

Práce vznikla účelovou podporou grantu IGA MZ ČR č. NR 8477-3/2005.

SUMMARY

Rupture of the anterior cruciate ligament (ACL) is one of the most frequent injuries to the knee joint in the young. ACL repair is a major orthopedic procedure most often performed in the younger adult population. Early stabilization of the knee joint by ACL reconstruction also decreases the risk of injury to other important structures. At ACL reconstruction, the biggest problem is usually the exact placement of drilled tunnels. This significantly affects the outcome of surgery, i. e., range of motion, knee joint stability, reaction of the synovium in the knee, pain, impingement and potential graft failure with lesion development. However, 70 % of ACL reconstructions are carried out by orthopedic surgeons whose experience is limited to less than 20 ACL repair procedures in a year! Arthroscopy does not allow the surgeon to gain a complete 3D view of important anatomical structures, particularly in the anteroposterior direction. Computer-assisted navigation systems should aid in minimizing these problems. First reports on the use of computer-assisted navigation in ACL reconstruction, which have already been published in the international literature, have provided clear evidence that more exact bone tunnel placement can be achieved with navigation than with the use of conventional techniques. In addition, kinematic navigation enables us to measure anteroposterior and rotational knee stability, isometry, impingement and the angles of bone tunnel placement. It permits a choice from various types of graft. Last but not least, kinematic navigation provides a tool for recording surgery outcomes without a necessity to use further examination methods. Its drawbacks, namely, the learning curve, additional fixation of navigation probes to the femur and tibia and slightly longer operative time, should be considered in the context of presumed long-term benefits for the patient.

Key words: anterior cruciate ligament, reconstruction, computer-assisted surgery.

ÚVOD

Ruptura předního zkříženého vazu (PZV) je jedním z nejčastějších poranění kolenního kloubu u mladých lidí. Jde o vaz, který je nejčastěji ze všech v kolenním kloubu přetržen úplně. Jeho přetržení není běžné jen u dětí a starších lidí. Jedná se o jediný vaz kolena, který nemá žádný vztah ke kloubnímu pouzdru. Nemůže být tedy vyšetřen ani pohledem ani palpací. U čerstvých poranění PZV a chronických nestabilit je proto diagnostika založena na anamnéze, klinických testech a artroskopickém vyšetření.

Náhrady PZV se provádějí již řadu let (11). Dnes je rekonstrukce PZV nejčastěji prováděným větším ortopedickým výkonem u mladší dospělé populace vůbec; Koh (15) uvádí výskyt poranění PZV ve věku 16–45 let s incidencí 1 na 1750 obyvatel, roční náklady na léčbu jen v USA jsou vyšší než 1 bilión \$ při 175 000 primárních rekonstrukcích a 10–20 % revizí (17 500–35 000) ročně. Časná stabilizace kolenního kloubu náhradou PZV snižuje v budoucnu riziko poranění dalších významných struktur, zejména menisků

(10). Symptomatické kolenní klouby s přední nestabilitou a s lézemi menisků bývají častěji postiženy i poraněními kloubní chrupavky (18), která dále zvyšují riziko rozvoje degenerativních změn, jejichž řešení vyžaduje další operační výkony (35). Rekonstrukce PZV není prevencí rozvoje artrózy. Riziko rozvoje degenerativních změn je však po náhradě PZV štěpem menší než když by kloub zůstal nestabilní. Významné zvýšení tohoto rizika je u pacientů, u nichž kromě náhrady PZV byla provedena i částečná meniskektomie (8). Vztah mezi rekonstrukcí PZV a rizikem vzniku gonartrózy zůstává stále kontroverzní, a to hned z několika důvodů. Při prvotním poranění PZV může dojít k současnému nediagnostikovanému poranění subchondrální kosti nebo hyalinní chrupavky, které je predispozicí dalšího rozvoje degenerativních změn. Navíc měření stupně artrózy, zejména v jejích časných stádiích, je relativně obtížné a mnohdy nepřesné. Klinické projevy artrózy také často nekorespondují s peroperačním nálezem nebo nálezem na rentgenových snímcích. Časná rekonstrukce PZV má pro prevenci rozvoje degenerativních změn větší význam než rekonstrukce pozdní (12). Rozvoj artrózy po náhradě PZV je dále ovlivno-

ván typem provedeného výkonu, notchplastikou s případným poškozením kloubního povrchu, zkušeností chirurga i pooperační aktivitou pacienta.

Při rekonstrukci akutní nebo chronické přední nestability musí být operátor plně obeznámen s anatomii a funkcí PZV. Jak otevřené, tak artroskopické techniky anatomické rekonstrukce PZV dávají dobré subjektivní a funkční výsledky (5). Artroskopie však umožňuje rychlejší návrat pacienta k původním aktivitám a stala se metodou volby. Nejčastěji se používá pro plastiku PZV štep ze šlachy m. semitendinosus (šlachy m. gracilis se současně nedoporučuje odebírat pro významnější oslabení síly flexe kolena) nebo štep ze střední třetiny lig. patellae (26). Již dlouhou dobu je náhrada z lig. patellae považována za „zlatý standard“ (5). Její výhodou je vysoká iniciální pevnost a dobrý potenciál hojení kost – kost (24, 25). Obdobné vlastnosti má i náhrada PZV alogenním štěpem z lig. patellae (22, 28), která se často používá také u revizních výkonů (21). Nevýhodou této metody může být bolest na přední straně kolena a bolest při klečení, riziko zlomeniny pately nebo ruptury lig. patellae, dále rozvoj tendinitidy lig. patellae a syndromu patella infera; spíše teoretickou nevýhodou je oslabení síly extenze a poškození femoropatelního kloubu. Čtyřikrát přeložený štep ze šlachy m. semitendinosus spolu s moderními způsoby fixace štěpu ve femuru se rekonstrukci PZV z lig. patellae v pevnosti vyrovná (27). Velkým problémem ovšem zůstává dosud nevyřešená fixace šlachového štěpu v tibii. Nevýhodou této techniky je také oslabení síly flexe v kolenním kloubu a vnitřní rotace bérce (29).

Anatomie PZV

Normální PZV přenáší zatížení v celém rozsahu pohybu kolenního kloubu. Brání silám, které posouvají tibií ventrálně vzhledem k femuru, a silám rotačním, menší měrou i silám abdukčním. Jednotlivá vlákna PZV jsou zatěžována v odlišných stupních flexe, resp. extenze. Nejdůležitějším faktorem ovlivňujícím tuto vlastnost PZV je typická lokalizace jeho úponů na femuru i tibii. Jednotlivá vlákna se upínají v určitých bodech obou úponových oblastí. Obzvláště femorální úpon má v tomto ohledu velký význam. Místo úponu PZV na laterálním kondylu femuru je oválného tvaru. Jeho průměr se pohybuje od 11 mm v užším rozměru do 18 mm v rozměru širším. Vzdálenost jeho středu od průsečíku zadní linie diafýzy femuru s kraniálním povrchem laterálního kondylu je 15 mm. Vzdálenost jeho středu od zadní linie kloubní plochy interkondylické části femuru je 24 mm. Oblast tibiálního úponu je také oválná s dlouhou osou orientovanou předozadně. Jeho délka je 17 mm a šíře 11 mm. Střed tibiálního úponu PZV je vzdálen 7 mm od roviny přední hrany kloubní plochy mediálního tibiálního kondylu a 23 mm od přední meniskokapsulární junkce na mediálním kondylu tibie. Vzdálenost mezi středy obou úponových oblastí je izometrická během flexe–extenze (délka PZV se mění v rozsahu maximálně do 2 mm při plném rozsahu pasivního pohybu). Dél-

ka PZV je průměrně 31 až 38 mm a jeho průměrná šíře je 11 mm. PZV se dělí na dva svazky, anteromedialní a posterolaterální.

První rekonstrukci PZV provedl v roce 1917 Hey Groves a od té doby byly popsány četné další operační techniky. Dlouhodobé výsledky neanatomických rekonstrukcí PZV nebývaly dříve zrovna povzbudivé. Při delším sledování bylo zjišťováno vysoké procento nestabilních kolen se špatným výsledkem funkčního skóre. Dokonalá znalost výše popsané topografické anatomie PZV a také anatomie artroskopické je nezbytná pro dobrý výsledek rekonstrukce. Náhrada PZV musí být umístěna tak, aby její pohyb při flexi–extenzi nebyl větší než 2 mm. Pokud je například femorální kanál zhotoven příliš ventrálně, délka štěpu se zvětšuje s flexí. Štep s příliš ventrálním femorálním úponem může tak blokovat flexi nebo může být flexí distendován, což způsobuje nestabilitu v extenzi. Naproti tomu, je-li femorální úpon PZV příliš dorzálně, zvětšuje se délka štěpu s extenzí. Štep s femorálním úponem dorzálně tak limituje rozsah extenze nebo způsobuje laxitu ve flexi. V ideálním případě má být kanál pro štep vrtán přesně v místě úponu původního PZV. K dosažení optimálního umístění štěpu musí být femorální kanál vrtán co nej-dorzálněji tak, aby nebyla poškozena zadní kortikalis. Má zůstat 1–2 mm silná zadní stěna vrtaného kanálu. Při vrtání 10 mm kanálu ve femuru má být jeho střed tedy vzdálen 6–7 mm ventrálně od zadní kortikalis interkondylické oblasti. Femorální kanál se má vrtat v poloze 10 až 11 u pravého a 1 až 2 u levého kolena; je-li štep uložen v tomto intervalu horizontálněji, zajišťuje spíše rotační stabilitu kloubu, je-li vertikálněji, je korigována více nestabilita předozadní. Vrtá-li se tibiální kanál příliš ventrálně, dochází k narážení štěpu proti stropu interkondylického prostoru. Je-li tibiální kanál vrtán více dorzálně, je štep příliš vertikální a nemůže bránit přednímu posunu tibie. Při pohybu dochází k posunu středu otáčení kloubu, který je blíže femorálnímu úponu PZV. Proto je přesné umístění štěpu femorálně důležitější. Dosud se k cílení kanálů využívá těžko reprodukovatelných orientačních bodů. Například střed tibiálního kanálu má ležet 7 mm před předním okrajem zadního zkříženého vazy. Dále se lze při cílení tibiálního kanálu orientovat podle předního rohu laterálního menisku, mediálního okraje interkondylické eminence a podle pahýlu původního PZV.

Přesnost rekonstrukce PZV

Největším problémem při rekonstrukcích PZV tedy bývá cílení kostních kanálů, k čemuž je třeba velké zkušenosti. Kohn et al. (17) na artroskopickém kurzu pro pokročilé zkoumali přesnost cílení kostních kanálů u 24 zkušených operátorů a zjistil významné nepřesnosti u 50 % (12 z 24 kolen) na femuru a u 25 % (6 z 24 kolen) na tibii. Podobně Sudhahar et al. (34) srovnávali u 2 zkušených chirurgů na 32 kolenech korelace předpokládaného a skutečného umístění tibiálních kostních kanálů (pooperační rozvaha versus pooperační radiologický

výsledek). Našli na předozadní projekci jen slabou a na bočné projekci dokonce žádnou korelaci. Čtyři kanály (12,5 %) se nacházely v poloze velmi odchýlené od té, kterou operatéři předpokládali. Koh (15) cituje Harnera, který zdůrazňuje obtížnost přesného umístění středu tibiálního kanálu artroskopicky (u 30 sledovaných případů musel po peroperačně provedené rentgenové kontrole ve 43 % převrtat vodicí drát, který původně považoval za správně zavedený!). Sati et al. (32) prokázali, že chybné umístění středů kostěných kanálů bývá přítomno ve 40 % případů.

Přesnost cílení kostních kanálů významně ovlivňuje výsledek operace: rozsah pohybu, stabilitu kolena, reakci synoviální výstelky kloubu, bolest, impingement, případně selhání štepů a rozvoj degenerativních změn. Sedmdesát procent rekonstrukcí PZV však provádějí operatéři, kteří mají zkušenost s méně než 20 výkony ročně! Nejčastější příčinou selhání štepů při primární náhradě PZV je jeho neanatomický průběh. Vaz je pak při pohybu přepínán a postupně dochází k jeho oslabení až selhání. Jiným důvodem selhání je impingement štepů vzhledem ke stropu fossa intercondylaris (schéma 1). Je tím omezena plná extenze kolena, bývají přítomny otoky kloubu, bolest a náhrada může nakonec selhat. S narůstajícím počtem rekonstrukcí PZV tak přibývá i počet selhání a recidiv nestability kloubu. Četnost selhání plastiky PZV a následné reoperace v důsledku jejího nekorektního provedení se pohybuje mezi 10–20 % (6). Podle Koha (15) je technická chyba příčinou selhání plastiky PZV u 77–95 % reoperací. Z toho v 70–80 % případů jde o nepřesnost při cílení kostních kanálů. Dosud byla příčinou selhání častěji chyba na straně femuru, ale v poslední době narůstá procento nekorektního nacílení kanálu tibiálního. Autor zdůrazňuje, že dokonce pro velmi erudované operatéry je obtížné dosahovat pravidelně korektního postavení obou kostních kanálů současně. Navíc peroperační stanovení izometrie bez měřicího zařízení je pouze subjektivní. Peroperační rentgenová kontrola může zpřesnit cílení kostních kanálů, ale problém izometrie a případného impingementu před vrtáním kanálů a protažením štepů se tím neřeší. Při použití standardní techniky také chybí zpětná vazba; můžeme být subjektivně s výsledkem spokojeni a pacient se může cítit dobře, ale ve skutečnosti nevíme, jaký je skutečný biomechanický výsledek. Možná ještě významnější než předozadní stabilita kolena je přitom pro dlouhodobý výsledek stabilita rotační. Tu je však možno standardními metodami jen velmi obtížně kvantifikovat.

Limitující faktory dnes rutinně používané artroskopické techniky mohou při rekonstrukcích PZV vést k chybným krokům. Je to způsobeno zejména nedokonalým „odhadem“ předozadního rozměru při omezení zorného pole. Typickým příkladem může být cílení femorálního kostního kanálu, při němž se běžně orientujeme podle zadní hrany stropu interkondylického prostoru. Protože endoskopie neumožňuje dokonalý přehled v této oblasti, může při příliš dorzálním zavedení

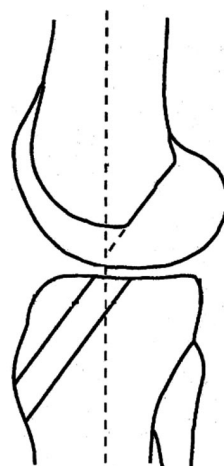


Schéma 1. Princip možného narážení štepů o strop interkondylického prostoru v sagitální rovině

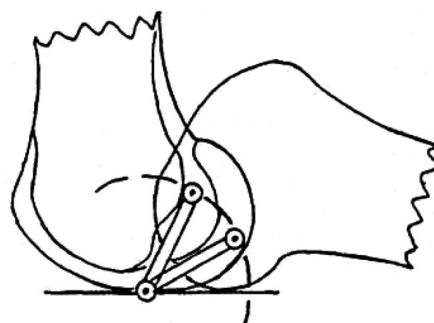


Schéma 2. Po dosažení izometrie štepů nedochází během pohybu k jeho prolongaci

vodicího drátu pro frézu dojít při frézování k porušení zadní kortikalis, což představuje významnou peroperační komplikaci. Podobně je tomu i při cílení tibiálního kanálu. Vyústění kanálu příliš ventrálně vede k impingementu štepů oproti stropu interkondylického prostoru, při jeho vyvedení laterálně naráží štep o štěnu interkondylické fosy a při zacílení dorzálně interferuje se zadním zkříženým vazem a úponem zadního rohu laterálního menisku. Problémem je také velká variabilita v individuální geometrii interkondylického prostoru. Úhel jeho stropu varíruje od 22° do 64° s průměrem 38°. Pokud se při umístění štepů řídíme „průměrnou“ geometrií kloubu, může snadno dojít při jeho krajních anatomických variantách k časnému selhání štepů v důsledku impingementu. Stejně tak je obtížné najít ideální izometrii štepů. Teoreticky je ideální stav, kdy jen malá část vláken štepů je dokonale izometrická – tzv. okrasek minimální elongace (31).

Dosud byla navržena řada různých technik pro „ideální“ umístění štepů PZV. Ještě donedávna bylo preferováno izometrické cílení štepů (schéma 2). Po fixaci štepů ve femuru je možné vyzkoušet jeho izometrii a případně polohu tibiálního kanálu dokorigovat. V poslední době upřednostňujeme spíše anatomické umístění štepů. Při anatomické rekonstrukci je možno vycházet buď

z kostních a měkkotkáňových orientačních bodů, nebo z naměřených parametrů odvozených od interkondylického prostoru a polohy měkkotkáňových orientačních bodů. Střed tibiálního úponu PZV je lokalizován od přední hrany tibie ve vzdálenosti $46\% \pm 3\%$ jejího předozadního rozměru. Na femuru existuje konstantní vztah úponu PZV a stropu interkondylického prostoru. Na bočním snímku se posuzuje vztah Blumensaatovy linie a téměř kruhovitěho obrysu zadní a dolní kontury laterálního femorálního kondylu. Střed tohoto pomyslného kruhu se nachází těsně pod Blumensaatovou linií v $66\% \pm 5\%$ jejího předozadního rozměru a femorální úpon PZV je v 1/4 poloměru kruhu dorzálně od jeho středu. Před volbou typu štěpu pro náhradu PZV je třeba si uvědomit, že při použití štěpu z lig. patellae nelze ani po přesném nacílení a vyvrtání kostěných kanálů absolutně dokonalé izometrie dosáhnout. Je to způsobeno necentrickým umístěním ligamentózní části štěpu na kostních bločcích. Čistě šlachové štěpy umožňují jejich přesnější umístění v kostěných kanálech, ovšem je zde třeba brát v úvahu způsob jejich fixace v kosti. Přitom přesnost umístění femorálního kanálů má větší vliv na změny délky štěpu během flexe–extenze než umístění kanálu tibiálního (1).

Počítačová navigace

Podobně jako v jiných oblastech chirurgie, také v ortopedii lze pozorovat snahu o rozvoj minimálně invazivních postupů a artroskopie je toho dokonalým příkladem. To však může být spojeno se ztrátou operátora přehledu o důležitých anatomických strukturách. Počítačem asistovaná navigace umožňuje minimalizovat tyto problémy. Poprvé byly počítačem navigované postupy využity při intrakraniálních výkonech a později při cílení transpedikulárních šroubů ve spondylochirurgii. Do artroskopické operativy byla počítačová navigace uvedena později. Předpokládá se, že umožní přesné cílení kostních kanálů pro náhradu PZV i v rukách méně zkušených operátorů. Počítačovou navigaci lze také zdokumentovat přesné umístění kanálů bez zhotovení rentgenového snímku nebo CT vyšetření. Navigační systémy se při náhradách PZV v zahraničí na řadě pracovišť již rutinně používají, v České republice je tomu tak dosud jen výjimečně.

Již se začínají ve světovém písemnictví objevovat první práce zabývající se počítačovou navigací při náhradách zkřížených vazů, které jednoznačně prokazují zpřesnění cílení kostních kanálů při jejich použití ve srovnání s konvenční technikou. Picard et al. (23) zkoušeli přesnost cílení kostních kanálů dvěma velmi zkušenými operátory na 20 modelech standardní technikou a při aplikaci navigace. Zjistili průměrnou odchylku od ideální polohy při standardním cílení na femuru $4,2\text{ mm} \pm 1,8\text{ mm}$ a na tibií $4,9\text{ mm} \pm 2,3\text{ mm}$; jedná se o klinicky významná odchýlení od optimální polohy. Při použití navigace byly výsledky mnohem přesnější. Schep et al. (33) testovali na 12 kadaverech hypotézu, že počítačové navigace zmenšují rozdíly v přesnosti cílení mezi

jednotlivými, různě zkušenými operátory a že navigace cílení kostních kanálů celkově zpřesňuje. Studie tuto hypotézu potvrdila. Za významné lze považovat, že při použití navigací nebyly zjištěny žádné rozdíly mezi různě zkušenými operátory. Tato skutečnost dělá z počítačových navigací pomocníka při zvyšování erudice mladých chirurgů. Průměrný rozdíl vzdáleností mezi středy tunelů na femuru a na tibií zjištěný mezi konvenční technikou a navigacemi byl významný, a to 6 mm. Byly použity dva navigační systémy a mezi nimi nebyl zjištěn žádný rozdíl. Také rozptyl ke krajním hodnotám byl mnohem menší u navigací než u standardního postupu. U navigací nebyl pozorován v žádném z případů impingement štěpu vzhledem ke stropu interkondylické fossy ani elongace štěpu. U konvenčního cílení byl nalezen impingement ve 25 % případů a elongace štěpu také ve 25 % případů. Musahl et al. (20) srovnávali umístění vstupů kostěných kanálů pomocí rentgenu a počítačové tomografie. Zjistili, že při použití počítačové navigace nedochází k rozptylu v umístění středů vrtaných kanálů, což potvrzuje přesnost navigace. Klos et al. (14) studovali rekonstrukce PZV provedené jedním zkušeným operátorem s peroperačním využitím rentgenového zesilovače (laterální projekce) a asistence počítače. Zjistili, že významně poklesla odchylka v cílení štěpu (na tibií v předozadním rozměru ze 6 % při standardní technice na méně než 3 % při navigaci). Sati et al. (30) popsali experiment se 6 ortopedy, kteří měli cílit kostěné kanály pro štep PZV na jednom kadaverózním modelu s použitím navigace. Zjistili zcela nevýznamné rozdíly mezi jednotlivými operátory, což nebylo dosažitelné bez asistence počítačového systému. Dessenne et al. (4) použili počítačovou navigaci k hodnocení impingementu a elongace virtuálního štěpu PZV. Chirurgové zvyklí operovat standardní technikou stanovovali středy kostěných kanálů na modelech a počítačovou navigací byly obě proměnné hodnoceny během flexe–extenze. Rozptyl jejich hodnot byl značný.

Systémy kinematické navigace umožňují při rekonstrukcích PZV vyšší přesnost cílení kostních kanálů, dovolují měřit izometrii, impingement a úhly vrtání kostních kanálů. Lze vybírat z různých typů štěpů. V neposlední řadě je kinematická navigace také možností, jak dokumentovat výsledky operace bez nutnosti použití dalších vyšetřovacích metod. Důvody, proč právě systém kinematické navigace se jeví pro rekonstrukce PZV jako nejvhodnější, jsou: 1) není zapotřebí rentgenového peroperačního vyšetření, 2) není potřeba časově a finančně náročného předoperačního plánování jako u systémů založených na CT vyšetření, 3) systémy jsou relativně jednoduché a prodloužení operační doby není významné (10–15 min), 4) řada operátorů má již dlouholetou zkušenost s kinematickou navigací při implantacích kloubních náhrad. Dosud bylo pro rekonstrukce PZV vyvinuto několik navigačních systémů.

Operační technika

Nejdéle užívaným a nejvíce propracovaným systémem kinematické navigace je v současnosti systém

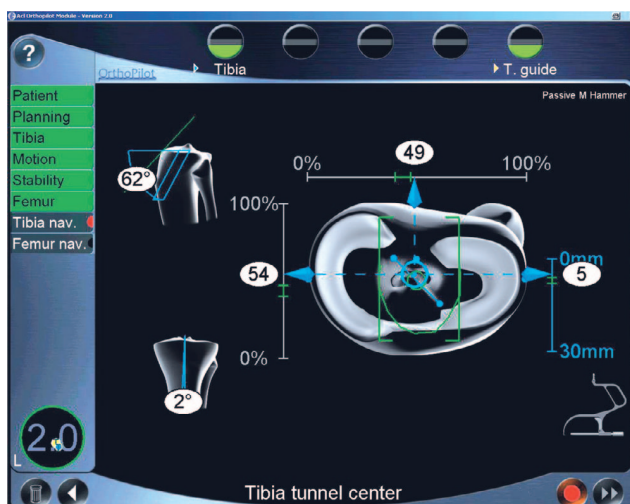


Schéma 3. Během cílení na tibii se na monitoru (OrthoPilot, verze ACL 2.0) zobrazují operátorovi informace o sklonu vodicího drátu v obou rovinách a o vyústění budoucího kostěného kanálu na kloubní ploše ve vztahu k důležitým strukturám

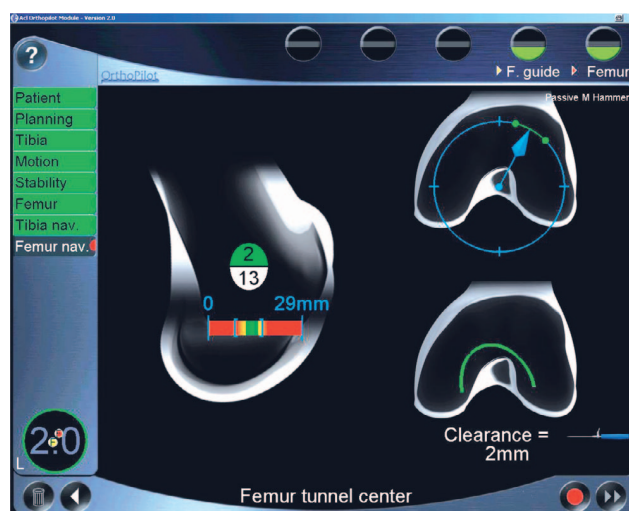


Schéma 4. Při cílení femorálního kanálu (OrthoPilot, verze ACL 2.0) sleduje operátor jeho polohu ve všech 3 rovinách

OrthoPilot (B/Braun-Aesculap, Tuttlingen, Německo). Spojuje v sobě obě techniky rekonstrukce PZV, izometrickou i anatomickou. Jde o navigaci nevyžadující předoperační CT vyšetření ani peroperační použití rentgenového zesilovače. Systém sestává stejně jako obdobné další systémy z 3D infračervené kamery a aktivních infračervených markerů na „sondách“. Kamera sleduje pohyb sond s přesností 0,1–0,3 mm. „Sondy“ jsou před výkonem stabilně fixovány k femuru a tibii dvojicí Kirschnerových drátů nebo lépe bikortikálními šrouby. Na femuru fixujeme „sondu“ anteromedálně z bodové incize pod m. vastus medialis cca 10 cm nad linii kloubu. Je třeba si při zavádění šroubu dát pozor, aby intramedulárně neinterferoval s budoucím femorálním kanálem. Druhou „sondu“ fixujeme na tibii, opět anteromedálně, přibližně 20 cm pod kloubní linii. Systém je nezávislý na typu použitého štěpu a operační technice. Umožňuje přesné stanovení polohy obou kostních kanálů v předozadním a mediolaterálním směru, počítá izometrii budoucího PZV a projikuje interkondylickou fossu na tibiální plató, čímž varuje operátora před možným impingementem.

Po zadání dat o pacientovi a typu štěpu následuje registrace dat z extraartikulárních orientačních bodů (tuberositas tibiae, přední hrana tibie a mediální a laterální kondyl tibie), kinematická fáze registrace, předoperační test předozadní a rotační stability a nakonec registrace dat z intraartikulárních struktur kolem „footprintu“ PZV na tibii (přední plocha zadního zkříženého vazy, přední roh laterálního menisku a interkondylická eminence) a z přední a zadní části interkondylické fosy. Přesnost registrace orientačních struktur je pro navigační proces rozhodující. Za slabé místo kinematické fáze registrace považujeme skutečnost, že tato část plánování se provádí na nestabilním kloubu; využití abnormální kinematiky kloubu při cílení štěpu je tedy mírně

kontroverzní. (Abnormální přední posun tibie vzhledem k femuru u nestabilního kolena není však možno kontrolovat ani při artroskopické vizualizaci.) Jednou z nejdůležitějších struktur, kterou bereme do úvahy při plánování, je interkondylická fossa, protože vymezuje prostor pro oba zkřížené vazy. Nejvýznamnější je její strop a laterální stěna, kde může nejčastěji docházet k impingementu. Digitalizace předního i zadního okraje interkondylického prostoru není obtížná – hrotem nástroje pro palpaci (přímého, resp. zahnutého), opatřeného třetí (mobilní) „sondou“ s aktivními infračervenými markery, procházíme postupně po přední hraně fosy za artroskopické kontroly a jednotlivé body potvrzujeme stiskem pedálu. Takto získané informace jsou soft-warem transformovány do podoby příslušné křivky. Obdobně lze digitalizovat strop interkondylického prostoru, který se na bočním snímku projikuje do Blumensaatovy linie, stejně jako další potřebné struktury. Pomocí speciálně vytvořeného algoritmu je soubor bodů odebraných z dané plochy převáděn do virtuálního modelu příslušného povrchu.

Po dokončení registrace dat následuje vlastní cílení kanálu v tibii, během kterého počítačové systémy poskytují operátorovi informaci o sklonu plánovaného kanálu v obou rovinách a zejména o lokalizaci středu kanálu (schéma 3). Obdobné informace jsou k dispozici i při cílení kanálu femorálního (schéma 4). Navigace během této fáze obvykle zobrazují trojrozměrný model rekonstruovaného vazy. Impingement bývá nejčastěji vizualizován jako grafický průřez virtuálního vazy a peroperačně digitalizovaného povrchu interkondylického prostoru, u některých systému automaticky, u jiných při převedení kolenního kloubu do plné extenze. Grafické překrytí příslušných struktur znamená, že rekonstrukce PZV v daném postavení povede v extenzi k impingementu štěpu vzhledem k přední hraně fosy. K vrtání

kostních kanálů může být použito cílící pro Kirschnerův drát osazeného mobilní „sondou“ nebo přímo vrtáčky se „sondou“. Zaváděný drát, resp. vrták, se na monitoru jeví jako přímka znázorňovaná v aktuálním směru. Na konci operace lze zkontrolovat a nahrát dosaženou předozadní i rotační stabilitu. Pokud se daří obnovit pomocí navigačního systému i rotační stabilitu kolena s použitím jednoduchého štepů, např. z lig. patellae, je otázkou, zda je nutné rekonstruovat oba pruhy PZV zvláště, jak je v poslední době doporučováno. Jedná se o rekonstrukce technicky významně složitější, finančně nákladnější a zatížené větším procentem komplikací, zejména rizikem vzniku impingementu. Různé navigační systémy dovolují ještě využití některých dalších funkcí. Jednou z nich je možnost monitorovat prolongaci virtuálního vazů umístěného na daném místě při převádění kolena z extenze do flexe a naopak. Uvažovaná délka intraartikulární části štepů je 30 mm. Software většinou vychází z předpokladu, že štep je ohrožen rupturou při prolongaci větší než 10 % délky. Pokud se tedy virtuální model plastiky PZV prolonguje o více než 3 mm, je operátor o této skutečnosti informován zčervenáním jeho kontury. Aby se předešlo tvorbě nepřesného virtuálního modelu na nestabilním kloubu, umožňují některé systémy plánování umístění vazů na kontrolaterálním zdravém koleně. Další proměnnou, kterou pomáhají navigační systémy ovlivnit, je tonizace štepů PZV. Přílišné napětí štepů může vést k omezení extenze, pokud je femorální úpon nacílen příliš dorzálně, nebo flexe, je-li femorální kanál více ventrálně. Výsledkem nedostatečné tonizace štepů může být přetrvávající laxita kloubu.

VÝSLEDKY

Koh (16) uvedl výsledky kinematických navigací PZV s použitím systému OrthoPilot u začínajících chirurgů i erudovaných operátorů. Osm začátečníků mělo možnost cílit náhrady PZV, každý v 10 případech. Na tibií dosáhli vždy ve frontální rovině pozici ve vyhovujícím intervalu 42–49 % vzdálenosti od mediálního okraje tibie, v sagitální rovině byla odchylka od ideální vzdálenosti 7 mm od zadního zkříženého vazů $\pm 1,6$ mm. Na femuru byla zjištěna odchylka od požadovaných 4 mm od „over-the-top“ pozice ± 2 mm. Kanály byly cíleny v poloze 10:30, resp. 1:30 s odchylkou ± 30 minut. V případě zkušených operátorů byla hodnocena skupina 300 pacientů, z nichž polovina byla operována standardní technikou a polovina pomocí navigace. U nenavigovaných případů byl tibiální kanál vyústěn v 50 % případů příliš dorzálně a femorální kanál byl příliš vertikální. V navigované skupině byly výsledky jak na tibií, tak na femuru výrazně přesnější.

Ve světovém písemnictví lze nalézt řadu prací prokazujících významný vliv umístění kostních kanálů na pooperační stabilitu kolenního kloubu (3, 13). Poloha obou kostních kanálů bývá hodnocena rentgenologicky; pro femur nejčastěji podle Bernarda a Hertela (2), pro tibií podle Harnera (7). Na našem pracovišti 40 pacien-

tů podstoupilo v roce 2005 rekonstrukci PZV s použitím štepů kost – lig. patellae – kost. U poloviny případů (I. skupina) byla plastika PZV navigována systémem OrthoPilot. U druhé poloviny případů (II. skupina) byla náhrada vazů provedena standardní technikou. V I. skupině analýza prokázala, že femorální kanál byl v 17 případech (85 %) lokalizován v ideální poloze s odchylkou menší než 8 % a ve 3 případech (15 %) v přijatelné poloze s odchýlením do 14 %. Ve II. skupině bylo zjištěno, že femorální kanál byl v 7 případech (35 %) lokalizován v ideální poloze s odchylkou menší než 8 %, v 7 případech (35 %) v přijatelné poloze s odchýlením do 14 % a v nevyhovující poloze v 6 případech (30 %). U obou skupin byly zjištěny stejné výsledky pokud jde o polohu kanálu tibiálního – ideální byla v 18 případech (90 %) (9). Naše zkušenost je v souladu s výše uvedenými studiemi zahraničních autorů; kinematická navigace nám pomáhá zvyšovat přesnost cílení zejména femorálního kanálu, který je pro dokonalou izometrii důležitější. Autoři referátu mají rutinní zkušenost se systémy kinematické navigace již od počátku roku 2000, tj. od prvních měsíců jejich zavádění do klinické praxe. Principy navigace při plastice PZV, jejíž software byl vyvinut v roce 2003, se výrazně neliší od navigací endoprotéz kolenního či kyčelního kloubu. Proto také učební křivka po zavedení navigačního systému pro PZV nebyla na pracovišti autorů příliš dlouhá. První operace byly delší v průměru o 20 minut v porovnání se standardní technikou; po 10–15 výkonech odpovídalo prodloužení operace době potřebné pro registraci dat, tj. přibližně 10 minutám. Tento časový interval není vzhledem k přesnosti provedení výkonu podstatný. Pokud v některém z prvních případů operátor usoudil, že navigačním systémem udávané souřadnice neodpovídají realitě, byl proces registrace orientačních bodů opakován. Aby opětovně nedocházelo ke zbytečnému prodlužování operačního času, byly detaily sběru dat konzultovány na renomovaném zahraničním pracovišti se zkušeností s navigací plastik PZV. Dosud nebylo v uvedeném souboru pozorováno selhání plastiky PZV v žádném z případů, u nichž byla navigace použita. Hodnocení výsledků prostřednictvím Lysholmova skóre a měření stability rekonstruovaných kloubů pomocí artrometru KT-1000 (MedMetric, San Diego, Kalifornie) v současné době probíhá a po statistickém zhodnocení bude předmětem dalšího sdělení.

ZÁVĚR

Navigační systémy umožňují zaznamenávání výsledků operace ve smyslu umístění kostních kanálů; odpadá tedy nutnost zhotovování pooperačních snímků. Předozadní stabilita operovaného kolena bývá objektivně měřena artrometrem v milimetrech předního posunu proximální tibie vzhledem k femuru při konstantním silovém působení (19). Pro naměřené hodnoty bývá vypracován standardizovaný protokol. Pro měření rotační stability kolena dosud nebylo k dispozici jednoduché měřicí zařízení. Systém kinematické navigace umožňuje měření předozadní i rotační stability před i po opera-

Příloha 1. Příklad protokolu z navigační jednotky informující o před- a pooperačním stavu kolenního kloubu a o průběhu prováděného operačního výkonu

Date of Operation : 2006-4-27
Start of Operation : 7:44

=====

AESCULAP OrthoPilot Documentation
ACL Version 2.0

=====

Surgeon:DOC.HART
Patient name:XY
Operated side :RIGHT
Instrument type :Passive

Diameter of tibial tunnel = 10mm
Diameter of femoral tunnel = 10mm
Graft type = Bone-Tendon-Bone

Pre-OP knee stability test performed at 30° of flexion
Anterior drawer = 15mm
Maximum tibia internal rotation = 17°
Maximum tibia external rotation = 14°

***** Tibial plateau outlet point information *****

46% of the width from the Medial tibia plateau
2mm distance from spine of the medial tubercle to the anterior horn of the lateral meniscus
7mm distance to the anterior PCL insertion
No measured wall impingement
No notch roof impingement
Tibia tunnel angle in lateral view : 60°
Tibia tunnel angle in AP view : 5°

***** Femoral entry point information *****

Impingement = 0mm
7mm distance to over-the-top position
at 10:30 o'clock position
1mm of isometricity dev. during flexion angle of 90°
Real Blumensaat line : 31mm

End of Navigation : 8:59

Post-OP knee stability test performed at 30° of flexion
Anterior drawer = 5mm
Maximum tibia internal rotation = 5°
Maximum tibia external rotation = 6°

End of Operation : 9:17

pokládání dlouhodobého benefitu pro pacienta. Navíc, automatické ukládání dat do počítače slouží jako dokumentace plánování a vlastních operačních výkonů, což je podstatná část kontroly kvality prováděné práce (příloha 1).

Literatura

1. BARRETT, G. R., TREACY, S. H.: The effect of intraoperative isometric measurement on the outcome of anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical analysis. *Arthroscopy*, 12: 645–651, 1996.
2. BERNARD, M., HERTEL, P.: Die intraoperative und postoperative Insertionskontrolle bei vorderen Kreuzbandplastiken. Ein radiologisches Messverfahren (Quadrantenmethode). *Unfallchirurg*, 99: 332–340, 1996.
3. BODEN, B., MIGAUD, H., GOUGEON, F., DEBROUCKER, M. J., DUQUENNOY, A.: Effect of graft positioning on laxity after anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta orthop. belg.*, 62: 2–7, 1996.
4. DESSENNE, V., LAVALLEE, S., JULLIARD, R., ORTI, R., MARTELLI, S., CINQUIN, P.: Computer-assisted knee anterior cruciate ligament reconstruction: first clinical tests. *J. Image Guid. Surg.*, 1: 59–64, 1995.
5. DRÁPAL, V., ŠMÍD, Z., NECHVÁTAL, P.: Artroskopie s mini-artrotomií při léčení poraněných menisků a zkřížených vazů kolenního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 59: 335–339, 1992.
6. FOX, J. A., PIERCE, M., BOJCHUK, J., HAYDEN, J., BUSH-JOSEPH, C. A., BACH, B. R. JR.: Revision anterior cruciate ligament reconstruction with nonirradiated fresh-frozen patellar tendon allograft. *Arthroscopy*, 8: 787–794, 2004.
7. HARNER, CH. D., MARKS, P. H., FU, F. H., IRRGANG, J. J., SILBY, M. B., MENGATO, R.: Anterior cruciate ligament reconstruction: endoscopic versus two-incision technique. *Arthroscopy*, 10: 502–511, 1994.
8. HART, A. J., BUSCOMBE, J., MALONE, A., DOWD, G. S. E.: Assessment of osteoarthritis after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A study using single-photon emission computed tomography at ten years. *J. Bone Jt Surg.*, 87-B: 1483–1487, 2005.
9. HART, R., KREJZLA, J., ŠVÁB, P.: Přínos počítačové navigace pro rekonstrukci předního zkříženého vazů kolenního kloubu. *Rozhl. Chir.*, 84: 472–475, 2005.
10. IRVINE, G. B., GLASGOW, M. M. S.: The natural history of the meniscus in anterior cruciate insufficiency: arthroscopic analysis. *J. Bone Jt Surg.*, 74-B: 403–405, 1992.
11. JANEČEK, M., PINK, M., STRYHAL, J.: Plastyky kolenních vazů v materiálu ortopedické kliniky v Brně. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 52: 68–73, 1985.
12. JIMHA, N. M., BORTON, D. C., CLINGELEFFER, A. J., PINCZEWSKI, L. A.: Long term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Clin. Orthop.*, 358: 188–193, 1999.
13. KHALFAYAN, E. E., SHARKEY, P. F., ALEXANDER, A. H., BRUCKNER, J. D.: The relationship between tunnel placement and clinical results after anterior cruciate ligament reconstruction. *Amer. J. Sports Med.*, 24: 335–341, 1996.
14. KLOS, T. V. S., HABETS, R. J. E., BANKS, A. Z., BANKS, S. A., DEVILLE, R. J. J., COOK, F. F.: Computer assistance in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin. Orthop.*, 353: 65–69, 1998.
15. KOH, J. L.: Navigation and ACL reconstruction. 25th Annual Meeting of AANA, Hollywood, Florida, 95–103, 2006.
16. KOH, J. L.: Computer assisted surgery for sports medicine: ACL, HTO, cartilage. 25th Annual Meeting of AANA, Hollywood, Florida, 482–496, 2006.

ci. Zahraniční i naše první klinické výsledky rekonstrukcí PZV se systémy kinematické navigace ukazují, že jde o bezpečnou a efektivní metodu, která zpřesňuje polohu vrtaných kanálů ve srovnání se standardní technikou. Její zjevné nevýhody, jako je učební křivka, přidatná fixace navigačních sond k femuru a tibii a o něco delší operační čas musí být posuzovány v kontextu před-

17. KOHN, D., BEUSCHE, T., CARIS, J.: Drill hole position in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Results on an advanced arthroscopy course. *Knee Surg. Sports Traum. Arthrosc.*, 6 (Suppl.1): 13–15, 1998.
18. MAFFULLI, N., BINFIELD, P. M., KING, J. B.: Articular cartilage lesions in the symptomatic ACL deficient knee. *Arthroscopy*, 19: 685–690, 2003.
19. MAŠÁT, P., TRČ, T., DYLEVSKÝ, I., HAVLAS, V.: Zhodnocení dlouhodobých výsledků operací náhrad LCA kolenního kloubu klinicky a pomocí rolimetru. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 72: 32–37, 2005.
20. MUSAHL, V., BURKART, A., DEBSKI, R. E., VAN SCYOC, A., FU, F. H., WOO, S. L.: Comparison with insertion site anatomy with the guide-lines of a computer assisted system. *Arthroscopy*, 19: 154–160, 2003.
21. MUSIL, D., SADOVSKÝ, P., STEHLÍK, J.: Reoperace předního zkříženého vazu kadaverózním B-T-B štěpem. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 72: 297–303, 2005.
22. PAŠA, L., POKORNÝ, V., ADLER, J.: Řešení nestability kolenního kloubu artroskopicky prováděnou plastikou vazů pomocí alogenních štěpů. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 68: 31–38, 2001.
23. PICARD, F., DIGIOIA, A. M., MOODY, J., MARTINEK, V., FU, F. H., RYTEL, M., NIKOU, C., LABARCA, R. S., JARMAZ, B.: Accuracy in tunnel placement for ACL reconstruction. Comparison of traditional and computer-assisted navigation techniques. *Comput. Aided. Surg.*, 6: 279–289, 2001.
24. PODŠKUBKA, A., ADAMČO, I., STAŠA, M.: Artroskopická náhrada předního zkříženého vazu volným štěpem z ligamentum patellae transtibiální technikou. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 63: 284–292, 1996.
25. PODŠKUBKA, A., KASAL, T., VACULÍK, J., KRYSTLÍK, Z.: Artroskopická rekonstrukce předního zkříženého vazu transtibiální technikou štěpem z lig. patellae – výsledky po 5 až 6 letech. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 69: 169–174, 2002.
26. POKORNÝ, V., PAŠA, L.: Diferencovaný přístup k ošetřování akutních ruptur předního zkříženého vazu. *Úraz. chirurgie*, 11: 9–17, 2003.
27. SADOVSKÝ, P., MUSIL, D., FILIP, L., VODIČKA, Z., STEHLÍK, J.: Rekonstrukce předního zkříženého vazu: srovnání metod B-T-B a šlachami hamstringů. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 72: 235–244, 2005.
28. SADOVSKÝ, P., MUSIL, D., STEHLÍK, J.: Použití alogenních štěpů v chirurgii zkřížených vazů kolenního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 72: 293–296, 2005.
29. SAGAWA, H., OMORI, G., KOGA, Y., KAMEO, T., IIDA, S., TANAKA, M.: Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon. *Arthroscopy*, 18: 177–182, 2002.
30. SATI, M., STAUBLI, H. U., BOURQUIN, Y., KUNZ, M., KASERMANN, S., NOLTE, L. P.: Clinical integration of computer-assisted technology for arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Oper. Tech. Orthop.*, 1: 40–49, 2000.
31. SATI, M., STAUBLI, H. U., BOURQUIN, Y., KUNZ, M., NOLTE, L. P.: CRA hip and knee reconstructive surgery: ligament reconstructions in the knee – intra-operative model system (non-image based). In: DiGioia, A.M., Jaramaz, B., Picard, F., Nolte, L.P.: Computer and robotic assisted knee and hip surgery. Oxford, Oxford University Press 2004, 235–256.
32. SATI, M., STAUBLI, H. U., BOURQUIN, Y., KUNZ, M., NOLTE, L. P.: Real-time computerized in situ guidance system for ACL graft placement. *Comput. Aided Surg.*, 7: 25–40, 2002.
33. SCHEP, N. W. L., STAVENUITER, M. H. J., DIEKERHOF, C. H., MARTENS, E. P., VAN HAEFF, C. M., BROEDERS, I. A. M., SARIS, D. B. F.: Intersurgeon variance in computer-assisted planning of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 21: 942–947, 2005.
34. SUDHAHAR, T. A., GLASGOW, M. M., DONELL, S. T.: Comparison of expected vs. actual tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee*, 11: 15–18, 2004.
35. VIŠŇA, P., ADLER, J., PAŠA, L., KOČIŠ, J., ČIŽMÁŘ, I., HORKÝ, D.: Autologous chondrocyte transplantation for the treatment of articular defect of the knee. *Scripta Medica*, 76: 245–250, 2003.

Doc. MUDr. Radek Hart, Ph.D.,
Ortopedicko-traumatologické odd.,
Nemocnice Znojmo,
J. Janského 11,
669 02 Znojmo

Práce byla přijata 5. 11. 2006.

Barevná dokumentace byla dotována.