

**MASARYKOVA UNIVERZITA
FAKULTA SPORTOVNÍCH STUDIÍ**

**BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU
PO NÁHRADĚ PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU MODERNÍMI
TECHNIKAMI U SPORTOVců**

Habilitační práce

MUDr. Martin Komzák, Ph.D.

Brno, 2020

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně na základě literatury uvedené v seznamu použité literatury.

V Brně dne 2.11.2020

.....

MUDr.Martin Komzák, PhD.

Poděkování:

Za odbornou pomoc a spolupráci při přípravě statistických dat a výsledků tímto děkuji RNDr. Tomášovi Pavlíkovi, Ph.D. Stejně tak děkuji všem pacientům a sportovcům, kteří se zúčastnili tohoto výzkumu.

Abstrakt

Úvod

Pohybová aktivita a sportovní výkon jsou do značné míry závislé na zdravotním stavu daného jedince. Poranění předního zkříženého vazů pak vede častokrát k ukončení nejen profesionální kariéry sportovce. Jedním z důvodů tohoto omezení bývá následná insuficientní rotační (především vnitřně rotační) stabilita kolenního kloubu po rekonstrukci předního zkříženého vazů. Této reziduální pooperační rotační nestabilitě lze předejít více operačními technikami. Otázkou však zůstává, který ze štěpů použitelných pro náhradu využít, aby splňoval veškeré požadavky aktivně sportujících jedinců. Cílem této práce proto bylo zhodnotit stabilitu kolena po různých typech rekonstrukcí předního zkříženého vazů v době operace, následně dva roky po operaci v korelaci s kontralaterálním zdravým kolenním kloubem, a ověřit subjektivní pocity pacientů související s daným výkonem. Praktickým dopadem na sportující populaci pak mělo být určení ideálního algoritmu ošetření poranění předního zkříženého vazů kolena.

Materiál a metodika

Hodnoceno bylo celkem 130 kolenních kloubů pacientů po náhradě předního zkříženého vazů rozdělených do pěti skupin. Pro každou skupinu byla zvolena jiná operační technika (jednosvazkové rekonstrukce LCA ze štěpu ligamentum patellae, jednosvazková rekonstrukce z musculus semitendinosus, jednosvazková rekonstrukce ze šlachy musculus quadriceps femoris, dvojsvazková rekonstrukce ze šlach musculus semitendinosus a musculus gracilis, jednosvazková rekonstrukce ze šlachy musculus quadriceps femoris společně z rekonstrukcí anterolaterálního ze šlachy musculus gracilis a augmentace částečného poranění jedné z porcí předního zkříženého vazů šlachou z musculus gracilis). Všechna měření byla realizována za pomoci počítačového navigačního systému. Vyšetření stability kolenního kloubu bylo realizováno v datu operace u poraněného kolenního kloubu, následně pak dva roky po operaci. Všichni sledovaní pacienti

vyplnili také dotazníky subjektivního hodnocení spokojenosti s náhradou předního zkříženého vazů a funkcí kloubu.

Výsledky

Při hodnocení vnitřně rotační stability kolenního kloubu před operací dosahovala tato hodnota pro všechny skupiny v průměru 18,9°. Dva roky po operaci u jednotlivých typů rekonstrukcí předního zkříženého vazů bylo zjištěno nejvýraznější ovlivnění této vnitřně rotační stability po dvojsvazkové technice (9,5°) a po metodě využívající rekonstrukci ligamentum anterolaterale (8,1°). Nejvyšší hodnoty subjektivního hodnocení funkčnosti kolenního kloubu pak rovněž vykazovaly obě tyto techniky.

Diskuze

Dvojsvazková rekonstrukce předního zkříženého vazů je technika složitá, která může vést k mnoha komplikacím během peroperační i pooperační fáze. Štěpy odebrané z obou hamstringů navíc mohou negativně ovlivnit rotační stabilitu kloubu. Aby se obnovila rotační stabilita kolena s menším množstvím možných komplikací, metodou volby by měla být rekonstrukce předního zkříženého vazů štěpem z musculus quadriceps femoris s náhradou ligamentum anterolaterale štěpem z musculus gracilis a s ponecháním intaktní šlachy musculus semitendinosus.

Závěr

Získané hodnoty poukazují na fakt, že jednosvazková rekonstrukce předního zkříženého vazů kolenního kloubu v kombinaci s náhradou ligamentum anterolaterale poskytuje stejnou vnitřně rotační stabilitu v kolenním kloubu jako rekonstrukce metodou dvojsvazkovou. Všechny kolenní

klouby rekonstruované těmito technikami vykazují obdobnou rotační stabilitu v porovnání s druhostranným zdravým kolenním kloubem. Využití této metody se jeví jako ideální variantou nejen pro rekreačně sportující jedince, ale především pro sportovce vrcholové.

Abstract

Purpose of the study

Physical activity and athletic performance largely depend on the health of an individual. Injuries to the anterior cruciate ligament often cause career termination not only for professional athletes. One of the reasons for this limitation is the subsequent insufficient rotational (especially internally rotational) stability of the knee joint following the reconstruction of the anterior cruciate ligament. This residual postoperative rotational instability can be prevented by multiple surgical techniques. However, the question remains, what type of graft suitable for this compensation is the best to meet all the needs of physically active individuals.

The aim of this work was therefore to evaluate the stability of the knee after various types of reconstructions of the anterior cruciate ligament at the time of surgery, subsequently two years after the operation in correlation with the contralateral healthy knee joint, and to verify the subjective feelings of patients in relation to the given procedure. The practical impact on the physically active population was to determine the ideal algorithm for treatment of an anterior cruciate ligament injury of the knee.

Materials and methods

A total of 130 knee joints of patients were enrolled in the study, all of them after anterior cruciate ligament replacement, and divided into five groups depending on the performed operating technique (single-bundle reconstruction of anterior cruciate ligament by the graft of ligamentum patellae or by the tendon of musculus semitendinosus, single-bundle reconstruction from tendon musculus quadriceps femoris, double-bundle reconstruction from tendons musculus semitendinosus, musculus gracilis and single-bundle reconstruction from tendon musculus quadriceps femoris together from reconstructions ligamentum anterolaterale from tendon musculus gracilis and an augmentation of partial injury to one of the bundle of the anterior cruciate ligament by a tendon of musculus gracilis). All measurements were made using a computer navigation system. Examination of the stability of the knee joint was carried out on the day of the knee joint surgery, and then two years after the operation. All monitored patients also completed subjective satisfaction questionnaires for anterior cruciate ligament replacement and joint function.

Results

When assessing the internal rotational stability of the knee joint prior to a surgery, this value averaged $18,9^\circ$ for all groups. Two years after the surgery for each type of anterior cruciate ligament reconstruction, the most significant influence on the internal rotational stability was found after the double-bundle technique ($9,5^\circ$) and after the method using ligamentum anterolaterale reconstruction ($8,1^\circ$). Both techniques have also demonstrated satisfaction in evaluating the knee joint function.

Discussion

Double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament is a complex technique that can lead to many complications during both peroperative and postoperative phases. In addition, grafts taken from both hamstrings can negatively affect the rotational stability of the joint. In order to restore the

rotational stability of the knee while minimising the possibility of complication, the method of choice may be the reconstruction of the anterior cruciate ligament by graft of musculus quadriceps femoris with replacement ligamentum anterolaterale graft of musculus gracilis and with the retention of an intact tendon of musculus semitendinosus.

Conclusions

The obtained values indicate that the single-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee joint in combination with the replacement ligamentum anterolaterale provides the same internal rotational stability in the knee joint as does the reconstruction by the double-bundle method. All knee joints reconstructed by these techniques exhibit similar rotational stability in the joint when compared to the contralateral healthy knee joint.

The use of this method seems to be an ideal option not only for recreational sports people, but especially for top athletes.

Obsah

1. Úvod	11
1.1 Obecné pojmy.....	11
1.2 Cíle studie.....	15
2. Materiál a metodika	17
2.1 Analýza vlivu <u>jednotlivých svazků</u> předního zkříženého vazů na stabilitu kolenního kloubu.....	17
2.2 Analýza vlivu <u>jednotlivých technik rekonstrukce</u> předního zkříženého vazu na stabilitu kolenního kloubu <i>během operačního výkonu</i>	20
2.2.1 Operační technika u jednotlivých skupin pacientů.....	21
2.2.2 Průběh měření během operace.....	26
2.3 Analýza vlivu <u>jednotlivých technik rekonstrukce</u> předního zkříženého vazu na stabilitu kolenního kloubu <i>dva roky po operaci</i>	28
2.3.1 Měřicí systém.....	28
2.3.2 Subjektivní hodnocení funkce kloubu.....	31
2.4 Hodnocení vhojení šlachového štěpu do kostního kanálu.....	31
2.5 Statistická analýza.....	32

3. Výsledky	33
3.1 Vliv <u>jednotlivých svazků</u> předního zkříženého vazů na stabilitu kolenního kloubu	33
3.2 Vliv <u>jednotlivých technik rekonstrukce</u> předního zkříženého vazů na stabilitu kolenního kloubu <i>během operačního výkonu</i>	34
3.3 Vliv <u>jednotlivých technik rekonstrukce</u> předního zkříženého vazů na stabilitu kolenního kloubu <i>dva roky po operaci</i>	42
3.4 Subjektivní hodnocení funkce kolenního kloubu dva roky po operaci.....	46
4. Diskuze	49
5. Původní práce autora	53
6. Závěr	120
7. Seznam použité literatury	122

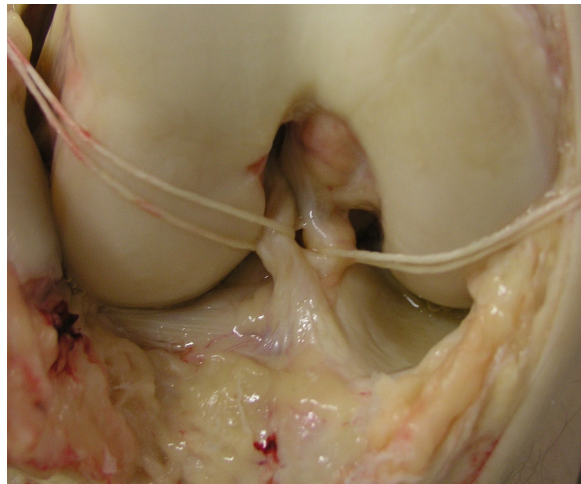
1. Úvod

1.1 Obecné pojmy

Pro aktivně sportující pacienty je stabilita kolenního kloubu jedním ze základních prvků pro zachování adekvátní výkonnosti (1). Při poranění předního zkříženého vazů (ligamentum cruciatum anterius, LCA) však dochází k oslabení stability rotační, a to i po částečném poranění tohoto statického stabilizátoru kolenního kloubu (2). K parciální ruptuře LCA dochází v 7-27 % izolovaných poranění předního zkříženého vazů (1,3), z toho u 50 % případů dochází později k následné totální ruptuře (4,5). Pokud aktivní sportovec pociťuje tento dyskomfort a konzervativní terapie selhává, je možné provést tzv. augmentaci zachovalého svazku LCA nebo náhradu LCA celkovou.

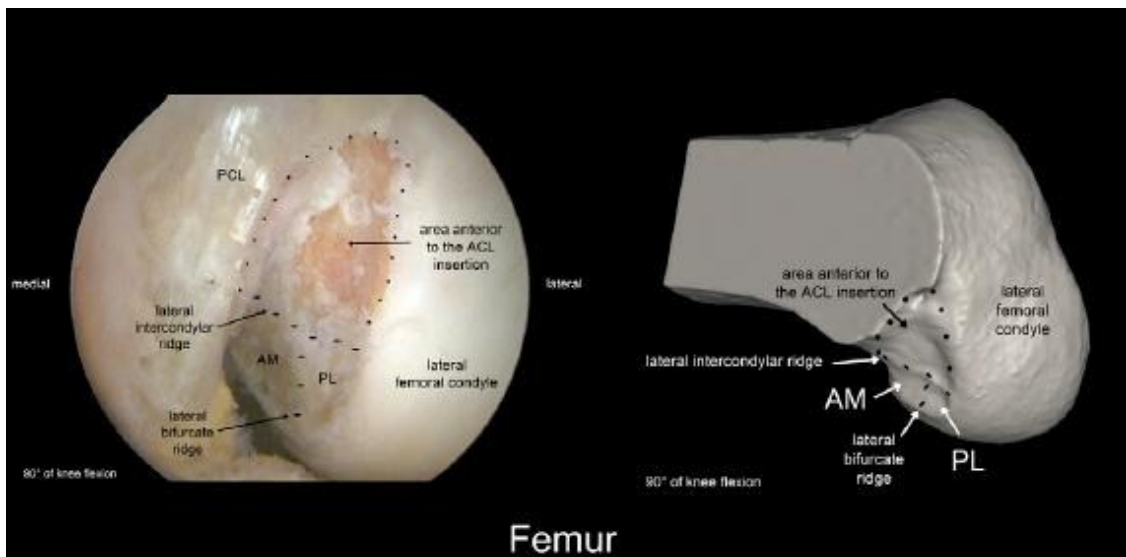
Poranění předního zkříženého vazů kolenního kloubu je v dnešní době akcentováno především zvýšenou sportovní aktivitou pacientů, při které dochází k poranění ligamenta tzv. nepřímým mechanismem. Při tomto poranění se kolenní kloub dostává do vnitřní rotace a decelerace. Druhým mechanismem je pak přímé násilí, kdy je kolenní kloub vystaven síle vytvářející hyperextenzi s valgozitou. V literatuře je uváděn asi ve 2/3 případů (6).

Makroskopicky se LCA dělí na dva svazky - anteromediální (AM) a posterolaterální (PL). Názvy jednotlivých svazků jsou odvozeny od jejich úponů na tibií (obr.1).

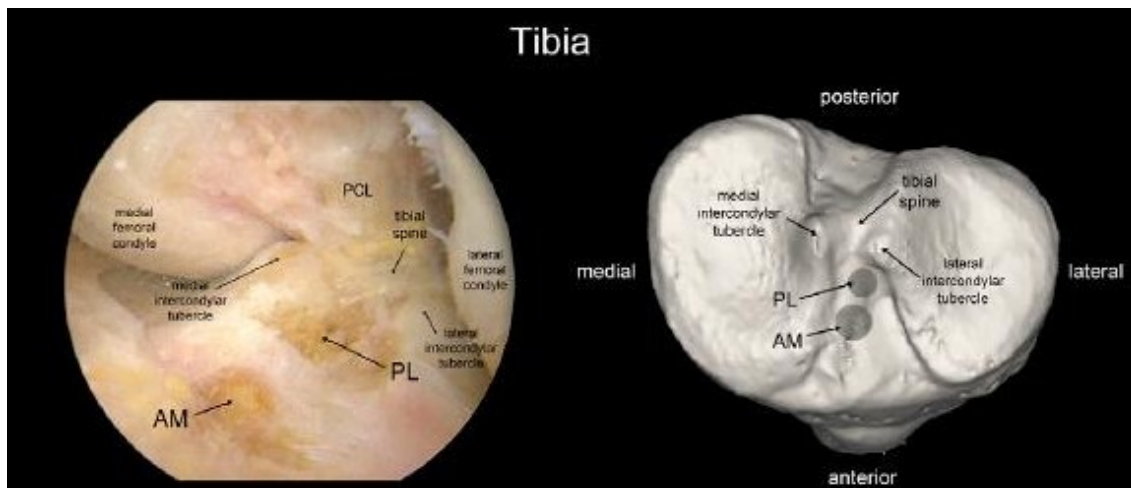


Obr.1 - AM a PL svazek LCA s úponem na tibií

Pozice femorálního úponu je významnější pro rotační stabilitu kloubu a je dobře známa (7-10). Femorální úpon anteromediální porce LCA se upíná při 90° ohnutí v kolenním kloubu více dorsálně na mediální straně laterálního kondylu femuru za tzv. „laterální bifurkační hranu“ (lateral bifurcate ridge) a pod tzv. „laterální interkondylární hranu“ (lateral intercondylar ridge“), které můžeme při artroskopii identifikovat (7,11). Femorální úpon posterolaterální porce je umístěn před „laterální bifurkační hranu“ a pod „laterální interkondylární hranu“ (obr.2). Střed tibiálního úponu LCA (obr.3) leží v průměru 7 mm před přední částí zadního zkříženého vazy (ligamentum cruciatum posterius, LCP). Jeho laterální okraj se nachází na spojnici přímky vedené z úponu předního rohu laterálního menisku směrem do interkondylického prostoru, jeho mediální okraj na hraně mediální interkondylické eminence tibie (12). Úpon jednotlivých svazků LCA je v této lokalitě velmi variabilní (13).



Obr.2 - pozice úponů jednotlivých svazků LCA na mediální ploše laterálního kondylu femuru



Obr. 3 - pozice úponů jednotlivých svazků LCA na tibií

(obr.2 a 3 převzaty od: Forsythe B, Kopf S, Wong AK, Martins CAQ, Anderst W, Tashman S et al. The Location of Femoral and Tibial Tunnels in Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction Analyzed by Three-Dimensional Computed Tomography Models. *J Bone Joint Surg Am.* 2010; 92:1418-26.)

Hlavním účelem rekonstrukce LCA je obnovení předozadní a rotační stability. Oba svazky LCA ovlivňují stabilitu kolenního kloubu odlišně v různém stupni jeho ohnutí. Zatímco v natažení kloubu je AM svazek relaxován a při pohybu z 0° do 30° flexe se zkracuje, PL svazek je v tomto

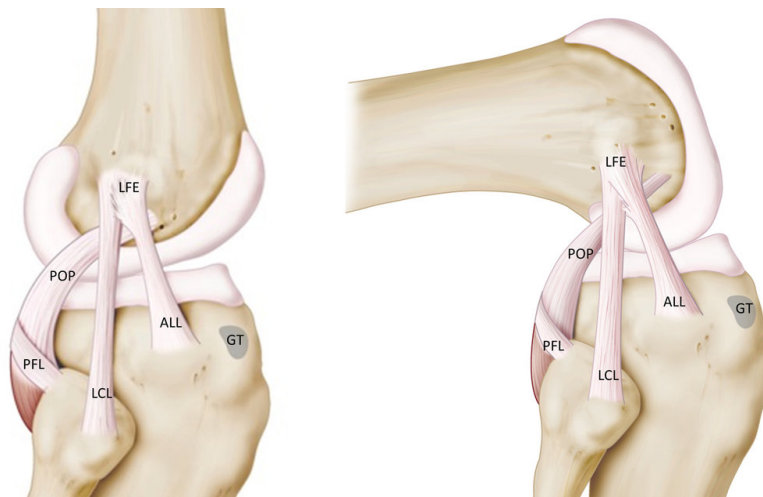
rozsahu plně tonizován a je zodpovědný za stabilitu kloubu. Od 30° flexe se role obou svazků mění, tzn., že AM svazek se od 30° flexe protahuje, zatímco PL svazek se zkracuje (14,15).

Umístění jednotlivých svazků pak determinuje výslednou stabilitu kolenního kloubu po operaci. Biomechanické studie popisují kinematiku kolenního kloubu po různých typech LCA rekonstrukcí (16-18). Jedná se o rekonstrukce jednosvazkové s různým umístěním femorálního úponu LCA, či o výkony dvojsvazkové. Další možností je pouze tzv. augmentace předního zkrříženého vazů při jeho částečném poranění. Pro tyto účely jsou pak využity různé typy štěpů. Nejčastěji se jedná o autologní štěp z hamstringů, tj. ligamentozní části musculus (m) semitendinosus či m.gracilis (19), či štěp z ligamentum patellae (20,21). Každý z těchto štěpů vykazuje jistá úskalí při jejich využití. Šlachová část hamstringů negativně ovlivňuje její vhojení do kosti i přes moderní metody posílení hojivých procesů v kostním kanále, jako např. aplikace plazmy bohaté na trombocyty (viz. publikovaný text autora č.6). Odběr kostního bločku z ligamentum patellae zvyšuje bolesti přední části kolena a omezuje možnost kleku u pacienta (vlastní pozorování autora). Proto se do popředí také postupně dostávají štěpy ze šlachy m.quadriceps femoris (22). Alogenní štěpy mají své specifické indikace a využívají se především k revizním operacím při selhání štěpu původního.

Ve většině biomechanických studií je jako závěr uveden fakt, že dvojsvazková rekonstrukce LCA (double-bundle, DB) vede k obnovení rotační stability ve větším rozsahu ve srovnání s technikou jednosvazkovou (single bundle, SB) (18,23,24). Nicméně, DB technika skýtá četné nevýhody, jako jsou např. per a pooperační komplikace a vyšší technické i ekonomické nároky na její provedení (25). Poranění LCA a následné odstranění hamstringů vede také k narušení reflexního oblouku LCA – hamstringy a vývoji možné pooperační nestability (26). Sportovci pak negativně vnímají oslabení síly hamstringů, která se prokázala až u 1/3 pacientů po odběru m.gracilis i m.semitendinosus (27).

Reziduum rotační nestability po poranění LCA však může být také přímým důsledkem poranění tzv. anterolaterálních struktur kolena, konkrétně anterolaterálního ligamenta (ligamentum anterolaterale, LAL) (28). Anatomie této struktury již byla popsána v několika studiích (29-31).

Tibiální úpon je umístěn ve středu vzdálenosti mezi hlavicí lýtkové kosti a tuberculum Gerdy. Femorální footprint je lokalizován v oblasti laterálního epikondylu femuru a to přibližně 4 mm dorzálně a 8 mm nad tímto hrbolkem (obr. 4).



Obr.4: Pozice femorálního a tibiálního úponu ligamentum anterolaterale (ALL).

Biomechanická funkce LAL však není dokonale prostudována. Některé kadaverózní studie popisují jeho vliv na předozadní a rotační stabilitu kolenního kloubu (28,32,33). Hlavním úkolem LAL je redukovat rozsah vnitřní rotace (IR) kolenního kloubu při flekčním pohybu v rozmezí 30 - 90° (32).

1.2 Cíle práce

Cílem této téměř desetileté studie bylo zhodnotit nejprve vliv jednotlivých svazků předního zkříženého vazy na stabilitu kolenního kloubu a následně analyzovat ovlivnění biomechaniky kolenního kloubu (především vnitřně rotační stability) různými technikami rekonstrukce předního

zkříženého vazů. Praktickým výstupem pak měl být návrh ideálního algoritmu terapie u aktivně sportujících jedinců.

Základní hypotézy práce byly postulovány následovně:

- 1) Rotační stabilita kolenního kloubu je restaurována technikou dvojsvazkovou více než technikou jenosvazkovou.**

- 2) Využití jednosvazkové náhrady předního zkříženého vazů v kombinaci s náhradou anterolaterálního ligamenta vykazuje pooperačně stejnou rotační stabilitu jako rekonstrukce LCA dvojsvazková.**

- 3) Rekonstrukce LCA společně s anterolaterálním vazem restauruje rotační stabilitu kolenního kloubu na úroveň stability kolenního kloubu intaktního a je ideální léčbou při poranění LCA u aktivního sportovce.**

2. Materiál a metodika

2.1 Analýza vlivu jednotlivých svazků LCA na stabilitu kolenního kloubu

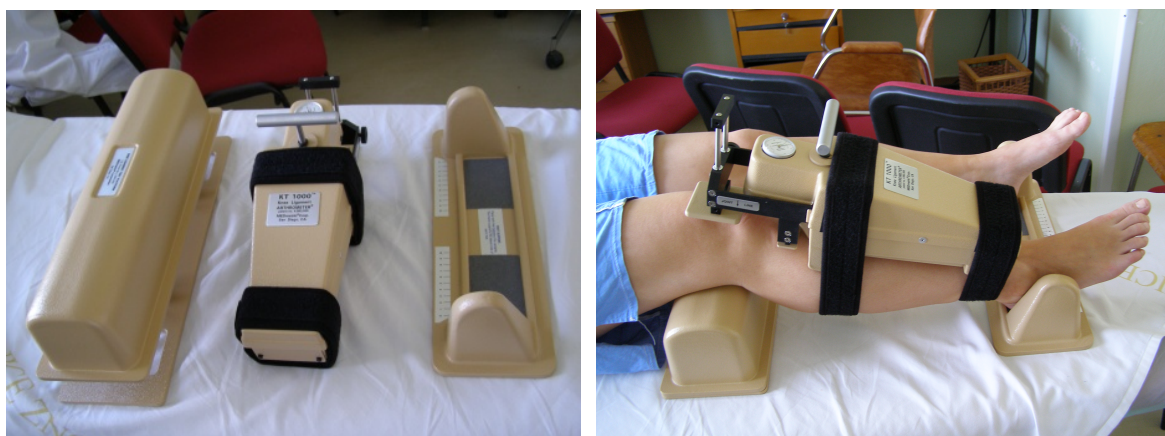
V roce 2009 a 2010 bylo preparováno na patologicko-anatomickém oddělení Nemocnice Znojmo 30 kadaverů, při úmrtí v průměrném věku 75 let (rozpětí 55 až 90 let), bez předchozího operačního výkonu či úrazu na dolních končetinách. Všechny kadavery, bez předchozí chemické úpravy patologem, byly studovány průměrně 18 hodin po smrti (rozpětí 8-24 hodin). Byl studován vliv jednotlivých svazků LCA na rotační a předozadní stabilitu kolenního kloubu v různém stupni ohnutí u intaktního vazy, po odstranění AM svazku a po odstranění i PL svazku. Toto protětí jednotlivých svazků byla náhodně střídáno (viz. publikovaný text autora č.1).

Následně bylo na ortopedickém oddělení téže nemocnice operováno 60 pacientů v období v období březen 2010 až květen 2011 (viz. publikovaný text autora č.3). Průměrný věk pacientů byl 32,9 roků s rozpětím 18 až 53 let a všichni podepsali informovaný souhlas se zařazením do této studie. 20 pacientů absolvovalo náhradu LCA jednosvazkovou technikou z hamstringu (m. semitendinosus), 20 pacientů podstoupilo dvojsvazkovou náhradu (DB) s tonizací AM svazku jako prvního a 20 pacientů DB náhradu LCA s tonizací PL svazku jako prvního. Výběr pacientů do jednotlivých skupin byl proveden za pomoci permutační blokové randomizace počítačového softwaru Random Number Generator Software 7.0. Vstupní kritéria pro zařazení pacientů do studie byla velice striktní a to pouze poranění LCA. Pacienti s poraněním ostatních tkání tvořící kolenní kloub, jako jsou zlomeniny kostí, posterolaterální nestabilita, poranění postranních vazů atd., byli ze studie vyloučeni. Také parciální ruptury LCA potvrzené peroperačně do této části studie zahrnuty nebyly. Hodnocena byla předozadní stabilita, vnitřní a vnější rotace v kolenním kloubu LCA-deficitním, po tonizace jednoho ze svazků LCA a po doplnění svazku druhého.

Pro účely objektivního hodnocení předozadní a rotační stability kolenního kloubu bylo využito následujících přístrojů.

a) Hodnocení předozadní stability

Pro vytvoření předozadní translace v kolenním kloubu stále stejnou silou 133 N byl využit artrometr KT-1000 (Med Metronic, San Diego, California) (obr.5). Tento přístroj dovoluje přesné určení ventrálního posunu tibie vůči femuru poraněného kolenního kloubu.



Obr.5 - artrometr KT-1000

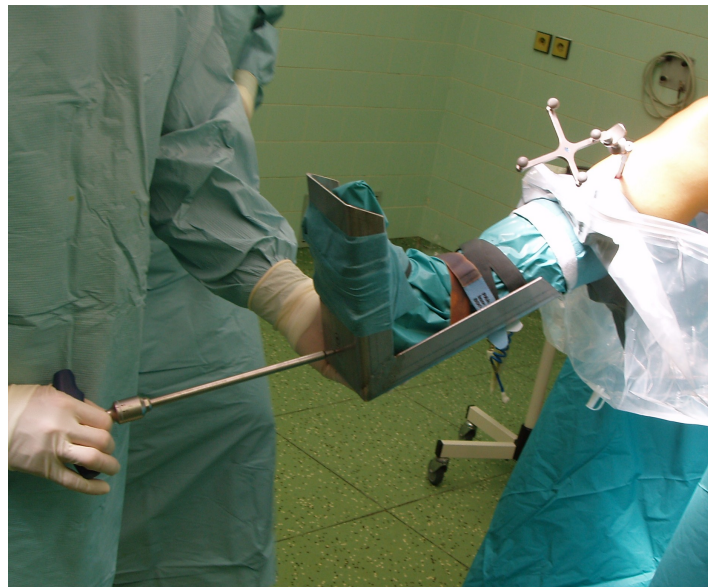
b) Hodnocení rotační stability kolenního kloubu

K hodnocení rotační výchylky v kolenním kloubu byl využit počítačový navigační systém OrthoPilot (Aesculap, Tuttlingen, Germany). Tento optický navigační systém analyzuje infračervené paprsky odražené od pasivních sond připevněných přes šroub na končetině pacienta za pomoci stereoptické infračervené kamery. Software tak vypočítává relativní polohu jednotlivých bodů sond v prostoru a jeho rozeznávací schopnost při měření pohybu je nižší než 1 stupeň (obr.6).



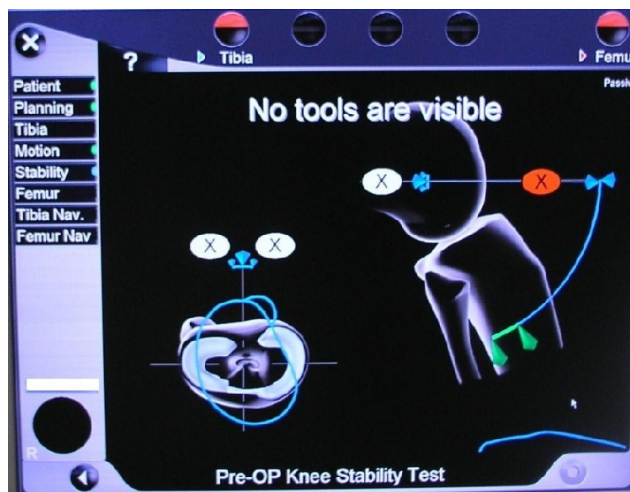
Obr.6 - navigační systém pro zjištění rotační stability kloubu OrthoPilot

Noha kadaveru byla nejprve fixována na uměle vytvořenou „železnou botu“ plastovými páskami v 10° dorsální flexi v hlezenním kloubu, aby se zabránilo rotačním pohybům v hleznu samotném. V dlouhé ose dolní končetiny byl ke „kovové botě“ připevněn rolimetr a byl vytvořen rotační pohyb tibie s konstantní silou 2,5 Nm (obr.7).



Obr.7 - „kovová bota“ připevňovaná na nohu kadaveru či pacienta

Byla tak zaznamenána tibiální vnitřní rotace (IR) i vnější rotace (ER) ve stupních (°). Všechna měření byla provedena třikrát a odečtena z obrazovky navigačního systému (obr.8).



Obr.8 – obrazovka navigačního systému

2.2 Analýza vlivu jednotlivých technik rekonstrukce LCA na stabilitu kolenního kloubu během operačního výkonu

Od roku 2010 do roku 2017 bylo operována na ortopedickém oddělení Nemocnice Znojmo celkem 130 převážně mladých pacientů, kteří byli zahrnuti do studie a podepsali informovaný souhlas o participaci na této prospektivní studii. Inkluzní kritéria byla následující: a) izolované poranění LCA; b) absence operačního výkonu na kolenním kloubu před poraněním; c) věk 17 - 40 let; d) uzavřené růstové zóny, e) BMI nižší než 30. Všichni ostatní pacienti s přidruženými poraněnými tkáněmi kolenního kloubu (meniskální léze, zlomeniny, ruptura jiných vazů, ...), stejně jako případy se systémovými onemocněními, nebyli do studie zařazeni. Všichni pacienti podstoupili MRI před výkonem, kde bylo poranění LCA, ev. LAL, potvrzeno. Po úraze následovala 2 týdenní imobilizace kolenního kloubu v rigidní ortéze, následně odlehčení na 4 týdny o francouzských holích se

zahájením kompletního rehabilitačního programu na celkem 6-8 týdnů s obnovením standardní funkce kloubu. Následně bylo přistoupeno k operačnímu výkonu.

2.2.1 Operační technika u jednotlivých skupin pacientů

Jakmile byl pacient uveden do celkové anestezie, stehenní kost byla fixována za využití standardního kovového držáku pro artroskopii. Následovala diagnostická artroskopie za účelem potvrzení úplné nebo částečné léze LCA a vyloučení výrazného poranění dalších nitrokloubních struktur ovlivňující stabilitu kolenního kloubu.

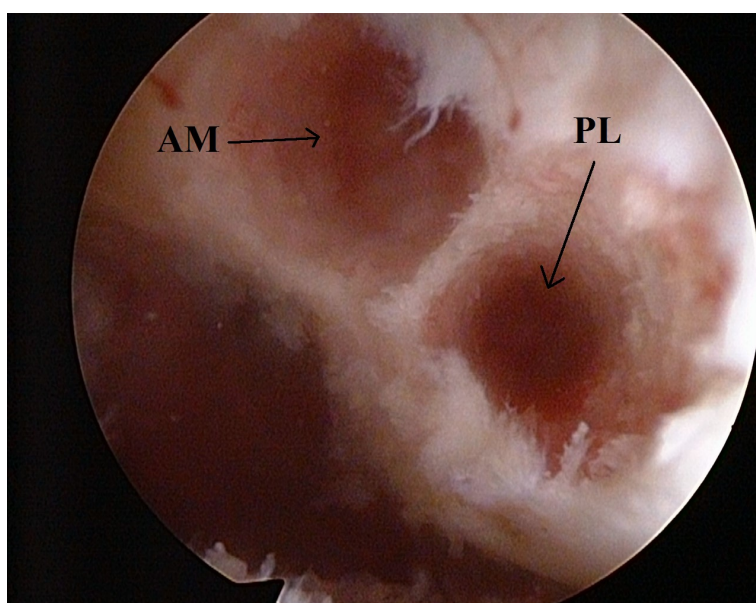
K provedení izometrické jednosvazkové rekonstrukce byl štěp odebrán ze šlachy m.semitendinosus (**ISB**) šikmým řezem nad anteromediální částí tibie v oblasti pes anserinus délky 5 cm a nebo ze šlachy čtyřhlavého svalu stehenního (**BT**) v oblasti báze pately z příčného kožního řezu o délce 4 cm v průměru. Byly použity specializované nástroje k oddělení šlachovité části štěpu od svalové tkáně (obr. 9). Kostně-šlachový štěp byl získán s průměrnou délkou 9 cm a šířkou 9 mm.



Obr.9: Specializované nástroje k oddělení šlachovité části BT štěpu od svalové tkáně

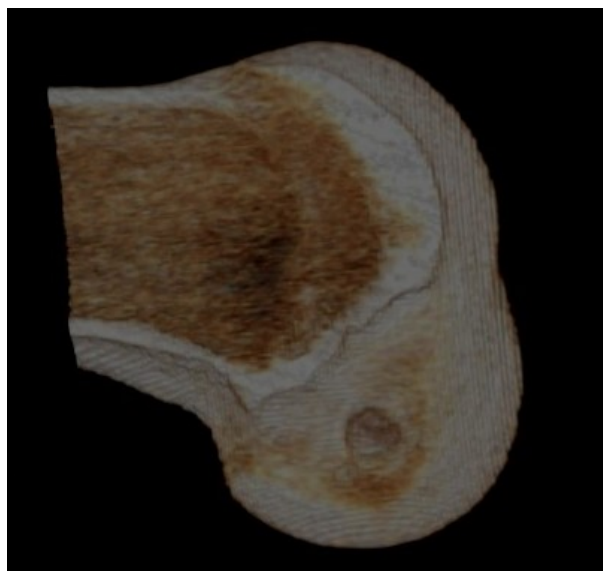
Pro LAL rekonstrukci byl využit štěp z m.gracilis z oblasti jeho ventrálního úponu na tibií (**LAL**) ze stejného řezu jako při odběru šlachy m.semitendinosus. Následně byl štěp přeložen tak, aby měl délku v průměru 12 cm a šířku 6 mm.

U dvojsvazkové rekonstrukce LCA (**DB**) byly štěpy odebrány z m.semitendinosus pro anteromediální porci LCA (AM) a ze šlachy m.gracilis pro PL svazek LCA (PL). Velikost štěpů pak byla upravena tak, aby odpovídala velikosti 9 cm x 8 mm pro svazek AM a 8 cm x 6 mm pro PL. Následně byl vrtán kostní tunel pro AM svazek za laterální bifurkační hranu na mediální ploše laterálního kondylu femuru. Tibiální kanál pro AM svazek byl umístěn ve vzdálenosti 14 mm před přední částí zadního zkříženého vazů (LCP) mírně na střed tibiae mezi interkondylické eminence. PL svazek byl umístěn před laterální bifurkační hranu a pod laterální interkondylární hranu. Tibiální kostní tunel PL svazku pak ve vzdálenosti 7 mm před LCP a lehce laterálně (obr. 10).



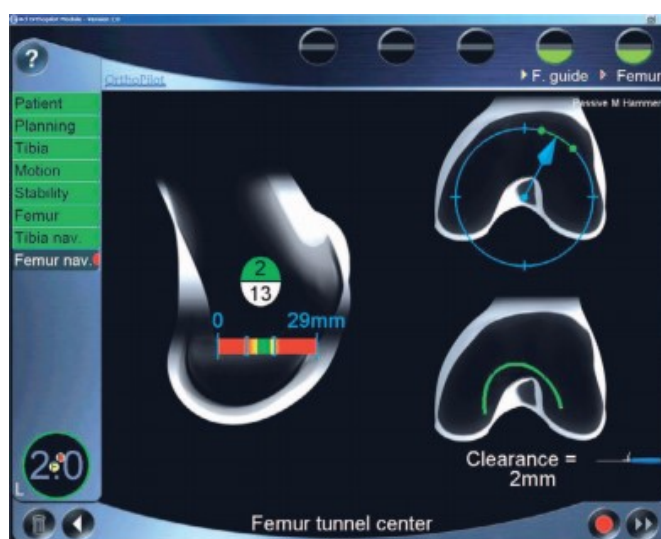
Obr.10 - artroskopický pohled na navrtné kostní kanály ve femuru

Důležitým bodem ovlivnění rotační stability kolenního kloubu je umístění kostního kanálu ve femuru. Během centrální anatomické jednosvazkové rekonstrukce (**CASB**), kde byl využit štěp z m.semitendinosus, byl cílen femorální kostní kanál 8 mm široký na mediální plochu laterálního kondylu femuru. Pozice tohoto bodu byla ozřejmena po důkladném očištění mediálního povrchu laterálního kondylu femuru od měkkých tkání za pomoci artroskopického háčku. V 90° flexi v kolenním kloubu byla měřena horizontální distance mediální plochy laterálního kondylu femuru 2 mm nad chrupavkou ve střední části s přičtením poloviny průměru zamýšleného kostního kanálu. Přesná pozice anatomického středu femorálního úponu LCA byla dána souřadnicemi dle studie Forsythe a kol. (7) a to ve 43% vzdálenosti od zadního okraje mediální plochy laterálního kondylu femuru (obr.11). Tato pozice byla kontrolována kalibrovaným artroskopickým háčkem z AL portu a kamerou zavedenou do AM portu. Tibiální kostní tunel byl pak lokalizován do původního footprintu LCA (viz. publikovaný text autora č.3).



Obr.11 – anatomické umístění femorálního kostní kanálu budoucí LCA kontrolované na CT vyšetření

Během tzv. isometrické jednosvazkové náhrady LCA (**ISB**) byl cílen femorální kostní kanál na mediální plochu laterálního kondylu femuru do pozice 1 hodina 30 minut pro levé koleno a 10 hodin 30 minut pro pravé koleno při pohledu artroskopem z přední části kloubu. Toto umístění je možné přesně určit za pomoci počítačového navigačního systému využitého i v této studii (obr. 12). Tibiální tunel byl cílen také do místa původního footprintu LCA.



Obr.12 – přesné umístění femorálního kanálu při technice ISB za pomoci navigačního systému

V případě izolovaného poranění pouze jednoho svazku LCA (poranění PL porce je poté mnohem častější než poranění AM svazku LCA (dle Fu a kol. 62% poranění PL porce, 38% AM porce) (34)) byl využit štěp z m.gracilis a následně cílen femorální úpon PL svazku mezi laterální bifurkační hranu a laterální interkondylickou hranu dle anatomických parametrů úponu jednotlivých svazků LCA na femur (viz. publikovaný text autora č.4).

U poslední skupiny pacientů byla zvolena operační technika s doplněním anterolaterálního ligamenta k jednosvazkové izometrické náhradě LCA ze štěpu z m.quadriceps femoris (**LAL**). V tomto případě byl vrtán kanál 8 mm proximálně a 4 mm dorzálně od laterálního epikondylu femuru mimo dutinu kolenního kloubu. Tibiální část LAL byla umístěna mezi tuberculum Gerdy a přední části hlavice lýtkové kosti, předně do poloviny této vzdálenosti (obr.13). Za účelem fixace LAL štěpu, byly použity interferenční šrouby, napnuté dynamometrem nastaveným na 85 N při 20-30° ohybu kolenního kloubu a mírné vnější rotaci tibie vůči femuru. Všechny štěpy použité pro LCA náhradu byly také fixovány pomocí interferenčních biokompozitních šroubů uvnitř kolenního kloubu. Při SB technice byl štěp LCA fixován ve 30° flexi v kolenním kloubu, pro DB náhradu pak AM svazek ve 45° flexi v kolenním kloubu, PL svazek v 10° flexi.



Obr.13 – anatomické umístění úponů lig. anterolaterale

2.2.2 Průběh měření během operace

Po odběru štěpu/ů pro rekonstrukci LCA, a navrtání kostních tunelů pro jednotlivé techniky, byl nejprve proveden sběr dat pro navigaci, které jsou definovány přesnou pozicí tuberositas tibiae, přední kortex tibie, mediální a laterální konec tibiálního plata a pasivním pohybem v kolenním kloubu z plné extenze do 90 stupňové flexe. Sondy navigace byly upevněny přes šroub do holenní a stehenní kosti pacienta.

Pro vytvoření předozadní deviace v kolenním kloubu (APT) stále stejnou silou 133 N byl využit artrometr KT-1000 (Med Metronic, San Diego, California) ve sterilním obale a připevněn na

končetinu sterilními pásky. Všechna vyšetření kolenního kloubu byla provedena ve 30° flexi, která byla kontrolována na obrazovce navigačního systému.

Pro vytvoření rotace v kolenním kloubu konstantní silou byla připevněna na nohu pacienta výše zmíněná kovová bota za pomoci plastových sterilních pásků. Tato konstrukce umožňovala vytvoření 100° dorsální flexe v hlezenním kloubu vůči podélné ose tibie a tím byla eliminována nechtěná rotace v hlezenním kloubu. Koncová část rolimetru (Aesculap, Tuttlingen, Germany) byla připevněna do zdírek na platně kovové boty v prodloužení podélné osy tibie a rotační pohyb v kolenním kloubu byl proveden silou 2,5 Nm.

V dalším kroku byla poté studována stabilita kolenního kloubu. Nejprve byla provedena předozadní translace (anterior-posterior translation - APT) pro LCA-deficitní kloub a výchylka zobrazená navigačním systémem byla zaznamenána do tabulky. Toto bylo provedeno 3x atestovaným ortopedem. Poté byla provedena vnitřní rotace (IR) a vnější rotace (ER) v kolenním kloubu za pomoci rolimetru. Stejně jako u APT bylo toto měření provedeno 3x a průměrná hodnota byla zaznamenána.

Následně byl tonizován pro dvojsvazkovou techniku AM svazek v tibii za pomoci tonometru silou 85 N ve 45° flexi v kolenním kloubu. PL svazek byl tonizován v 10° flexi stejnou silou. Při jednosvazkové náhradě LCA byl štěp tonizován silou 85 N ve 30° flexi. Po fixaci jednoho svazku při dvojsvazkové plastice byla provedena stejná měření jako u LCA-deficitního kolenního kloubu pro zjištění APT a rotací. Poté po dokončení fixace obou svazků u DB náhrady či jednoho svazku u ISB či CASB náhrady byla měření provedena naposledy.

U pacientů, kde byla k jednomu svazku LCA doplněna i rekonstrukce anterolaterálního ligamenta, proběhla analýza rotační stability kloubu znovu. Pro tuto skupinu byl také studován vliv rekonstrukce lig. anterolaterale na stabilitu kolenního kloubu v porovnání s LCA-deficitním kolenním kloubem před operací, po ISB rekonstrukci LCA a po rekonstrukci LAL.

2.3 Analýza vlivu jednotlivých technik rekonstrukce LCA na stabilitu kolenního kloubu dva roky po operaci

2.3.1 Měřicí systém

Pro zhodnocení výchylky v kolenním kloubu 2 roky po operaci byl využit stejný počítačový navigační systém OrthoPilot (Aesculap, Tuttlingen, Germany). Všechna měření se prováděla na operované a na zdravé dolní končetině pacienta pro všechny výše uvedené skupiny (tj. centrální jednosvazková anatomická náhrada CASB (viz. publikovaný text autora č.3), dvojsvazková náhrada DB, augmentace LCA (**AUGM**) (viz. publikovaný text autora č.4) a po jednosvazkové izometrické náhradě LCA s přidáním anterolaterálním ligamentem LAL.

Pasivní sondy navigačního systému byly připevněny na tibií 10-15 cm pod tuberositas tibiae a 10 cm nad horním okrajem pately na femur za pomoci pásků (obr.14).



Obr. 14: Umístění pasivních sond pro navigaci v oblasti kolenního kloubu pacienta.

Pacient zaujal vzpřímenou pozici ve stoje s nohama vzdálenými 20 cm od sebe v neutrální rotaci v kolenních kloubech. Poté byl vyzván k provedení 20°-30° ohnutí v koleni, což bylo kontrolováno na obrazovce počítačového systému (obr.15).



Obr. 15: Provedení 20-30st. flexe v kolenním kloubu.

Následně pacient provedl aktivně maximální vnější rotaci ve studovaném kloubu bez očního kontaktu s obrazovkou navigace k objektivitě pokusu a nácviku měření. Pak byl pacient navrácen do výchozí neutrální pozice a následně byla provedena maximální vnitřní rotace. Všechna měření byla pro operovaný i zdravý kloub provedena třikrát, hodnocena byla především vnitřní rotace v kolenním kloubu (obr. 16,17).



Obr. 16: Provedení vnější rotace v kolenním kloubu. Tibie zůstává fixována k podložce, distální femur rotuje navnitř a dochází tak k mechanismu, při němž zůstává tibia rotována **zevně** vůči femuru.



Obr. 17: Provedení vnitřní rotace v kolenním kloubu. Tibie zůstává opět fixována k podložce, distální femur rotuje zevně a dochází tak k mechanismu, při němž zůstává tibia rotována **vnitřně** vůči femuru.

2.3.2 Subjektivní hodnocení funkce kloubu

Všichni sledovaní pacienti vyplnili dotazníky subjektivního hodnocení spokojenosti s náhradou LCA a funkcí kloubu, a to ve 24. měsíci od operačního zákroku ve skupině ISB, CASB, DB, AUGM a LAL. Součástí každého dotazníku bylo skóre Cincinnati (5,35), Lysholm (36-38) a IKDC (39) hodnotící funkci kolenního kloubu po ligamentózním poranění s následnou bolestivostí, otoky, podklesáváním kloubu a nestabilitou kloubu. Otázky byly přesně cíleny na a) bolest, b) pooperační symptomy jako otok, ztuhlost kloubu apod., c) funkci kloubu v běžných denních činnostech, d) funkci kloubu ve sportu a rekreačních sportovních aktivitách a d) celkovou kvalitu života pacienta po operaci. Všechny tyto dotazníky byly vyhodnoceny dle standardních doporučení. Jako další hodnota byl analyzován subjektivní pocit pacienta při rotačních pohybech kolenního kloubu na škále 0 až 10 (kdy 10 bodů charakterizovalo největší potíže při rotačním pohybu v kolenním kloubu, 0 bodů nejmenší potíže), možnost kleku a bolestivost přední části kolenního kloubu po odběru štěpu za pomoci VAS (Visuální Analogové Škály bolesti), kde hodnota 0 značí nejmenší potíže a hodnota 10 potíže maximální.

2.4 Hodnocení vhojení šlachové štěpu do kostního kanálu na MRI

V publikované textu autora č.6 byl hodnocen otok v okolí šlachového štěpu v kostním kanálu po rekonstrukci LCA za pomoci magnetické rezonance 12.měsíc od operace. Stejně tak byla hodnocena i tzv. ligamentizace štěpu. U 20 pacientů byl štěp saturován plazmou bohatou na trombocyty. 1ml plazmy byl aplikován jehlou během operace do obou kostních kanálů, 3ml pak do intraartikulární části štěpu. Soubor byl následně porovnán se skupinou 20 pacientů bez této aplikace PRP.

2.5 Statistická analýza

Všechna data byla zpracována za pomoci softwaru STATISTICA 9.0. Popis deviace rotačního pohybu kolenního kloubu ve stupních (°) zahrnoval průměr, směrodatnou odchylku a medián. Pro vyhodnocení statisticky adekvátních průměrných hodnot mezi DB a LAL skupinou a pro porovnání vnitřně rotační stability kolena pro jednosvazkovou rekonstrukci LCA a následně LAL, byl použit neparametrický t-test. Stejný statistický test byl pak použit pro vyhodnocení absolutních hodnot jednotlivých skórovacích systémů (Cincinnati, Lysholm, IKDC) ve 24 měsících po operaci a pro porovnání stability kolenního kloubu mezi operovaným a neoperovaným kolenním kloubem.

Pro zjištění optimální hodnoty, která by znamenala, že rekonstrukce LAL je nutná k obnovení IR stability v kloubu, byla skupina LAL rozdělena do podskupin v závislosti na hodnotách IR po rekonstrukci LCA. Poté byla pro každou podskupinu zhodnocena stabilita ve srovnání se skupinou LAL za použití párového t-testu. P hodnota $< 0,05$ byla považována za statisticky významnou.

3 Výsledky

3.3 Vliv jednotlivých svazků předního zkříženého vazu na stabilitu kolenního kloubu

(publikovný text autora 1 a 2)

Vliv jednotlivých svazků na předozadní posun tibie vůči femuru (APT) a rotační pohyb kolenního kloubu (vnitřní rotace IR a vnější rotace ER) byla studována výše uvedenými metodami na kadaverózních preparátech i během operačního výkonu. Obě analýzy prokázaly následující tvrzení:

- a) Při analýze ovlivnění předozadní translace v kolenním kloubu jednotlivými svazky LCA byl zjištěn větší vliv AM svazku než svazku PL ve 30° flexi v kolenním kloubu u kadaverů i pacientů na statistické hladině významnosti $p < 0,01$.
- a) AM svazek kontroluje vnitřně rotační stabilitu kolenního kloubu (IR) více než PL svazek, ale bez statistické významnosti. Absolutní čísla však vypovídají o výraznějším efektu AM svazku na vnitřně rotační stabilitu kolenního kloubu než u PL svazku.
- b) Vnější rotace (ER) je ovlivněna oběma svazky obdobně, bez statistického rozdílu.

Absolutní hodnoty jsou uvedeny v publikacích autora č. 1 a 2.

3.4 Vliv jednotlivých technik rekonstrukce předního zkříženého vazu na stabilitu kolenního kloubu *během operačního výkonu*

(publikovný text autora 2 a 3)

V této části práce byl hodnocen biomechanický vliv jednotlivých technik rekonstrukce LCA za výše uvedené metodiky. Hodnoceny byly následující typy rekonstrukcí LCA:

- 1.) Jednosvazková isometrická rekonstrukce LCA (ISB) ze štěpu m.semitendinosus
- 2.) Jednosvazková centrální anatomická rekonstrukce LCA (CASB) ze štěpu m.semitendinosus
- 3.) Dvojsvazková anatomická rekonstrukce LCA (DB) ze štěpu m.semitendinosus a m.gracilis
- 4.) Jednosvazková isometrická rekonstrukce LCA ze štěpu m.quadriceps femoris společně s rekonstrukcí ligamentum anterolaterale (LAL) ze štěpu m.gracilis

Při porovnání předozadní stability kolenního kloubu mezi technikami ISB a DB byla potvrzena dílčí hypotéza většího ovlivnění předozadní stability kolenního kloubu DB technikou v porovnání s ISB ($p = 0,02$), viz. tabl. 1.

APT (mm)	ISB rekonstrukce	PL rekonstrukce	AM rekonstrukce
LCA-deficitní kloub	18,5 (13-23, SO 4,6)	18,9 (14-31,SO 4,9)	18,9 (14-31,SO 4,9)
		13,1 (6-20, SO 4,4)	8,9 (5-18, SO 3,5)
LCA - intaktní kloub	8,5 (3-17, SO 3,5)	6,1 (3-13, SO 2,1)	6,1 (3-13, SO 2,1)

Tab.1 - Hodnoty předozadní translace APT (mm) při absenci LCA, po jednosvazkové isometrické rekonstrukci LCA (ISB), po rekonstrukci AM a PL svazku jako prvního u dvojsvazkové náhrady LCA a po fixaci obou svazků PZV u dvojsvazkové techniky (DB).

Při analýze rotační stability kolenního kloubu po těchto dvou metodách rekonstrukce LCA byla potvrzena větší stabilita kolenního kloubu po DB rekonstrukci, ale pouze pro vnitřní rotaci IR ($p = 0,01$), nikoliv pro rotaci vnější ($p = 0,25$), viz. tab. 2.

IR (°)	ISB rekonstrukce	PL rekonstrukce	AM rekonstrukce
LCA -deficitní kloub	19,3 (15-24,SO 4,6)	18,8 (12-26,SO 4,4)	18,8 (12-26, SO 4,4)
		15,3 (10-21,SO 3,1)	13,9 (11-18, SO 2,1)
LCA - intaktní kloub	14,5 (10-19,SO 3,3)	10,4 (7-15,SO 2,1)	10,4 (7-15, SO 2,1)

Tab.2 - Hodnoty vnitřní rotace IR (°) při absenci PZV, po jednosvazkové isometrické rekonstrukci PZV (ISB), po rekonstrukci AM a PL svazku jako prvního u dvojsvazkové náhrady PZV a po fixaci obou svazků PZV u dvojsvazkové techniky (DB).

V publikované textu autora č. 4 jsou uvedeny absolutní hodnoty vyšetření stability kolenního kloubu po DB náhradě LCA a CASB. Zjištěná data získaná v této části studie vypovídají o následujících skutečnostech:

- a) Hypotéza ovlivnění předozadního posunu tibie vůči femuru CASB technikou ve stejné míře jako DB technikou byla vyvrácena (DB stabilizuje kolenní kloub v APT ve větší míře na statistické hladině významnosti $p = 0,0001$).
- b) Hypotéza ovlivnění obou rotačních pohybů tibie vůči femuru CASB technikou ve stejné míře jako DB technikou byla také vyvrácena. DB technika stabilizuje kolenní kloub v ER i IR více se statistickým rozdílem v porovnání s CASB ($p = 0,0019$ pro IR a $p = 0,0018$ pro ER).

Při porovnání izometrické a centrální anatomické jednosvazkové náhrady LCA pak byla zjištěna následující fakta:

- a) CASB nemá větší vliv na rotační stabilitu kolenního kloubu než ISB ($p = 0,512$ pro IR; $p = 0,235$ pro ER).
- c) Stejně tak CASB neovlivňuje více předozadní translaci v kolenním kloubu než ISB ($p = 0,156$).

Všechny absolutní hodnoty stability kolenního kloubu po výše uvedených technikách rekonstrukcí LCA jsou uvedeny v následujících tabulkách 3-6.

Typ náhrady LCA	IR (°)	P
LCA -deficitní kloub	18,8 (12-26, SO 2,9)	
AM rekonstruován	13,9 (11-18, SO 2,1)	0,8236
PL rekonstruován	15,3 (10-21,SO 3,1)	0,1462
DB	10,4 (7-15, SO 2,1)	0,0019
ISB	14,5 (10-19,SO 3,3)	0,5128
ASB	13,7 (10-19, SO 2,6)	

Tab.3 - Hodnoty vnitřní rotace IR (°) po jednosvazkové anatomické rekonstrukci LCA (ASB), isometrické rekonstrukci LCA (ISB), po rekonstrukci AM a PL svazku jako prvního u dvojsvazkové náhrady LCA (DB) a při LCA -deficitním kolenním kloubu. „P“ určuje statistický rozdíl jednotlivých hodnot IR pro všechny typy náhrad LCA v porovnání s ASB technikou.

Typ náhrady LCA	ER (°)	P
LCA -deficitní kloub	17,9 (10-24, SO 3,4)	
AM rekonstruován	14,5 (10-22,SO 2,9)	0,9485
PL rekonstruován	14,9 (11-23,SO 3,2)	0,6677
DB	10,8 (8-15, SO 2,8)	0,0018
ISB	13,1 (11-19,SO 3,4)	0,2357
ASB	14,5 (11-19, SO 2,5)	

Tab.4 - Hodnoty vnější rotace ER (°).

Typ náhrady LCA	APT (mm)	P
LCA -deficitní kloub	18,5 (10-31,SO 3,8)	
AM rekonstruován	8,9 (5-18, SO 3,5)	0,2667
PL rekonstruován	13,1 (6-20, SO 4,4)	0,0481
DB	6,1 (3-13, SO 2,1)	0,0001
ISB	8,5 (3-17, SO 3,5)	0,1506
ASB	10,2 (7-17, SO 2,7)	

Tab.5 - Hodnoty předozadní translace APT (mm).

Hodnocení rotační stability kolenního kloubu po rekonstrukci anterolaterálního ligamenta bylo provedeno v závěru této části práce. Před operačním výkonem nevykazovala IR nestabilita kolenního kloubu žádný statisticky významný rozdíl mezi skupinami DB a LAL ($p = 0,281$). Pozitivní vliv DB LCA rekonstrukce na IR stabilitu byl výraznější ve srovnání s účinkem SB rekonstrukce samotné ($p = 0,001$). IR stabilita po rekonstrukci SB byla zvýšena v průměru o 34 %,

rekonstrukce DB přinesla zvýšení IR stability o 44 % (100 % IR stabilita kolenního kloubu byla brána jako referenční hodnota 0°). Po doplnění náhrady anterolaterálního vazy vzrostla IR stabilita na průměrnou hodnotu 9,8°, která se rovná 49 % stabilitě celkové. Tato hodnota poukazuje na statisticky významnou diferenci ($p = 0,001$) v porovnání skupin ISB a LAL rekonstrukcí. Po operaci nebyl žádný statisticky významný rozdíl mezi DB a skupinou LAL ($p = 0,117$). Všechny hodnoty IR jsou uvedeny v tabulce 6.

IR (°)	DB rekonstrukce	SB rekonstrukce	SB+ALL rekonstrukce
před operací	18,8 ± 2,9 (12-26)	19.1 ± 2,5 (14-23)	
po operací	10,4 ± 2,1(7-15)	13.3 ± 2,4 (9-17)	9.8 ± 1,5 (7-12)
P value	P1 = 0,001	P2 = 0,117	P3 = 0,001

Tab.6: Průměrná hodnota vnitřní rotace v kolenním kloubu ve 30° ohnutí u LCA-deficitního kolenního kloubu (před operací), po DB náhradě LCA, po náhradě LCA jednosvazkové a po doplnění LAL. Hodnota P1 ukazuje statistický rozdíl mezi DB a SB technikou, P2 statistický rozdíl mezi DB a LAL skupinou a P3 mezi rekonstrukcí SB a LAL.

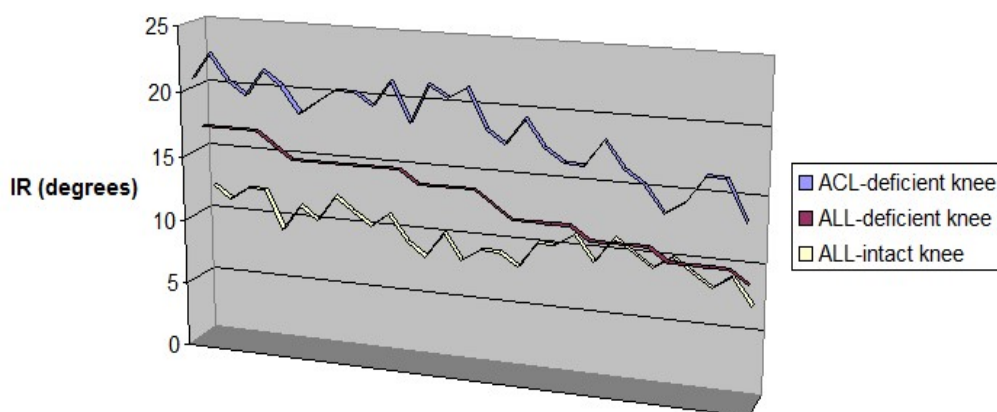
Statistická analýza absolutních hodnot IR nestability kolenních kloubů ve skupině LAL ukázala, že po náhradě LCA za použití SB techniky se IR stabilita zvýšila z 23° v průměru na 9-17° (min-max). Po rozložení těchto absolutních hodnot do skupin vycházejících z IR stability kloubu po nahrazení LCA (tabulka 7, 8), a po porovnání s údaji po rekonstrukci LAL, je zlepšení IR stability kolenního kloubu významné, když IR stabilita je mezi 11-13° po LCA náhradě. Pokud je IR nižší než 11-13°, pak přidání LAL nadále výrazně neovlivňuje rotační stabilitu kloubu ($p > 0.05$). Tato závislost je shrnuta v grafu 1.

	IR °	
LCA-deficitní kloub	LAL-deficitní kloub	LAL-intaktní kloub
21	17	12
23	17	11
21	17	12
20	17	12
	p value	<0.001
22	16	9
21	15	11
19	15	10
20	15	12
21	15	11
21	15	10
20	15	11
22	15	9
	p value	<0,001
19	14	8
22	14	10
21	14	8
22	14	9
	p value	0,002
19	13	9

Tab.7: Průměrné hodnoty vnitřní rotace v kolenním kloubu ve 30° ohnutí u LCA-deficitního kolenního kloubu (před operací), po DB náhradě LCA, po náhradě LCA jednosvazkové a po doplnění LAL rozděleny do skupiny s deviací 17-13° po SB náhradě LCA. Hodnota P ukazuje statistický rozdíl mezi nestabilitou LAL a SB.

	IR °	
LCA-deficitní kloub	LAL-deficitní kloub	LAL-intaktní kloub
18	12	8
20	12	10
18	12	10
17	12	11
	p value	0,037
17	11	9
19	11	11
17	11	10
16	11	9
	p value	0,080
14	10	10
15	10	9
17	10	8
17	10	9
	p value	0,092
14	9	7

Tab.8: Průměrné hodnoty vnitřní rotace v kolenním kloubu ve 30° ohnutí u LCA-deficitního kolenního kloubu (před operací), po DB náhradě LCA, po náhradě LCA jednosvazkové a po doplnění LAL rozděleny do skupiny s deviací 12-9° po SB náhradě LCA. Hodnota P ukazuje statistický rozdíl mezi nestabilitou LAL a SB.



Graf 1: Grafické znázornění změn hodnot vnitřní rotace v kolenním kloubu před a po provedení náhrady LCA, a po doplnění anterolaterálního vazy, vzhledem k absolutním hodnotám vnitřní rotace po ukončení jednosvazkové rekonstrukce LCA. Pokud je IR nižší než 11-13° po SB rekonstrukci, pak přidání LAL nadále výrazně neovlivňuje rotační stabilitu kloubu ($p > 0.05$).

Statistickým hodnocením výsledků nebyla zjištěna významná odlišnost mezi účinkem SB a DB technik na stabilitu ER ($p = 0,062$). V absolutních hodnotách se stabilita ER zvýší, jakmile se provede LCA DB rekonstrukce. Následná rekonstrukce LAL nepřinese statisticky významné zvýšení ER stability kloubu mezi oběma skupinami ($p = 0,486$). Data shrnuje tab. 9.

ER (°)	DB rekonstrukce	SB rekonstrukce	SB+ALL rekonstrukce
před operací	17,9 ± 3,4 (10-24)	17,3 ± 2,9 (13-23)	
po operaci	10,8 ± 2,8 (8-15)	12,5 ± 2,1 (8-17)	11,5 ± 2,4 (7-15)
P value		P1 = 0,062	P2 = 0,486

Tab.9: Průměrná hodnota vnější rotace v kolenním kloubu ve 30° ohnutí u LCA-deficitního kolenního kloubu (před operací), po DB náhradě LCA, po náhradě LCA jednosvazkové a po doplnění LAL. Hodnota P1 ukazuje statistický rozdíl mezi DB a SB technikou, P2 statistický rozdíl mezi DB a LAL skupinou.

3.3 Vliv jednotlivých technik rekonstrukce předního zkříženého vazu na stabilitu kolenního kloubu *dva roky po operaci*

(publikovný text autora č. 5)

V publikovaném textu autora č. 5 byla hodnocena rotační stabilita kolenního kloubu po DB náhradě LCA v porovnání s CASB náhradou dva roky po operaci u celkem 40 pacientů. Po doplnění analýzy o pacienty po ISB rekonstrukci byla zjištěna následující fakta:

- a) Na statistické hladině významnosti $p < 0,05$ byla vyvrácena dílčí hypotéza stejné míry rotační stability kolenního kloubu u výše uvedených typů náhrad LCA v porovnání se zdravou kontralaterální stranou. Velikost instability ve IR po CASB je významně vyšší u rekonstruovaného kolenního kloubu než u kloubu zdravého ($p = 0,045$), viz. tab. 10.

	ER (°)				IR (°)		
	Oper.koleno	Zdravé koleno	P		Oper.koleno	Zdravé koleno	P
DB	8,5 (6-14;SO1,9)	8,2 (5-15;SO 3,4)	0,461	DB	9,7 (4-14;SO 3,1)	10,5 (6-21;SO 2,8)	0,305
ASB	9,6 (5-16;SO 2,1)	7,7 (4-12;SO 2,3)	0,121	ASB	13,1 (8-22;SO 3,1)	9,8 (6-16;SO 3,0)	0,045
ISB	8,6 (4-13;SO 3,2)	7,4 (6-13;SO 2,1)	0,221	ISB	10,8 (6-17;SO 2,5)	9,9 (5-14;SO 2,3)	0,451

Tab.10 - Hodnoty vnitřní rotace IR (°) a vnější rotace ER (°) po ISB, ASB a DB náhradě PZV pro operovaný a zdravý kolenní kloub. Hodnota P popisuje statistický rozdíl rotační stability operovaného a zdravého kolenního kloubu u jednotlivých technik náhrad PZV.

- b) Byla potvrzena dílčí hypotéza shodné předozadní stability kolenního kloubu u všech výše uvedených typů náhrad LCA v porovnání s kontralaterálním kloubem na statistické hladině významnosti $p < 0,05$, viz. tab. 11.

	APT (mm)		
	Oper.koleno	Zdravé koleno	P
DB	9,1 (6-13;SO 2,3)	7,7 (6-12;SO 0,9)	0,304
ASB	9,3 (7-14;SO 2,9)	7,9 (6-13;SO 1,1)	0,285
ISB	9,4 (6-12;SO 1,8)	7,5 (5-11;SO 0,9)	0,106

Tab.11 - Hodnoty předozadní translace (APT)

V části studie týkající se hodnocení objektivní rotační stability kolenního kloubu dva roky po náhradě LCA byly také analyzovány skupiny po DB rekonstrukci a LAL rekonstrukci mezi sebou. Ve skupině LAL byla průměrná deviace při vnitřní rotaci operovaného kolenního kloubu (IR) 8,1° (6-11, SO 1,6). Kontralaterální zdravý kolenní kloub vykazoval průměrnou výchylku IR 8,8° (5-10, SO 1,5). V tomto případě nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi oběma klouby pro IR ($p_1 \geq 0,05$). Ve skupině DB byla průměrná deviace při vnitřní rotaci (IR) 9,7° (4-14; SO 3,1) u operovaného kolenního kloubu. Kontralaterální zdravý kolenní kloub vykazoval průměrnou výchylku v IR 10,5° (6-21; SO 2,8). I v tomto případě nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi oběma klouby pro IR ($p_2 \geq 0,05$).

Při porovnání stability IR mezi jednotlivými skupinami, tj. DB a LAL skupinou, nebyl nalezen statisticky významný rozdíl pro operované koleno ($p_3 \geq 0,05$), ani pro zdravé koleno ($p_4 \geq 0,05$), viz. tab. 12.

IR (°)	SB+LAL rekonstrukce	DB rekonstrukce	P hodnota
Operovaný kloub	8,1 (6-11, SO 1,6)	9,7 (4-14, SO 3,1)	P3 = 0,14
Zdravý kloub	8,8 (5-10, SO 1,5)	10,5 (6-21, SO 2,8)	P4 = 0,13
P hodnota	P1 = 0,25	P2 = 0,21	

Tab 12:

Hodnoty maximální vnitřní rotace (IR, ve stupních °) ve 30° flexi v kolenním kloubu po dvojsvazkové náhradě LCA (DB rekonstrukce), jednosvazkové rekonstrukci LCA s náhradou anterolaterálního ligamenta (SB+LAL rekonstrukce).

Hodnota P1 ukazuje na statistickou diferenci mezi operovaným a zdravým kolenním kloubem po SB+LAL náhradě.

Hodnota P2 ukazuje na statistickou diferenci mezi operovaným a zdravým kolenním kloubem po DB náhradě.

Hodnota P3 ukazuje na statistickou diferenci mezi operovanými kolenními klouby v obou skupinách.

Hodnota P4 ukazuje na statistickou diferenci mezi zdravými kolenními klouby v obou skupinách.

V publikovaném textu autora č.4 je zhodnocena rotační stabilita kloubu po augmentaci LCA ze štěpu z m.gracilis. Naměřené hodnoty poukazují na skutečnost, že augmentace LCA touto technikou poskytuje dobrou rotační stabilitu, v absolutních číslech i stabilitu větší, v porovnání s kontralaterálním zdravým kolenním kloubem.

V publikovaném textu autora č.6 bylo za cíl práce ověřit, zda hojení na rozhraní šlacha-kost při využití šlachového štěpu pro náhradu LCA lze posílit plazmou bohatou na trombocyty (PRP). Jako výsledek byl nalezen nestatisticky významný rozdíl pro obě skupiny pacientů, tj. s využitím PRP a bez něj.

Proto musela být zhodnocena také rotační stabilita kolenního kloubu 2 roky po operaci za využití kostně šlachového štěpu z m.quadriceps femoris (BT) a kostního štěpu z lig.patellae (BTB) k ověření funkčnosti BT štěpu 2 roky po operaci.

Po rekonstrukci LCA BT štěpem byla průměrná hodnota vnitřní rotace holenní kosti (IR) $9,5^\circ$ ($5^\circ - 14^\circ$, $SD = 3,5^\circ$). V kontralaterálním zdravém kolenním kloubu byla IR $8,6^\circ$ v průměru ($5^\circ - 15^\circ$, $SD = 4,3^\circ$). Zjištěna byla statisticky významná diference ve stabilitě IR mezi rekonstruovanými a zdravými kolenními klouby ($p = 0,036$). Po rekonstrukci BTB byla průměrná IR $9,9^\circ$ ($4^\circ - 17^\circ$, $SD = 4,7^\circ$). V kontralaterálním zdravém kolenním kloubu byla IR $8,7^\circ$ v průměru ($5^\circ - 15^\circ$, $SD = 3,9^\circ$). Zde byla také potvrzena statisticky významná rozdílnost mezi rekonstruovanými a zdravými klouby ($p < 0,027$). Nebyl však prokázán rozdíl ve stabilitě kloubu při využití výše uvedených štěpů k rekonstrukci LCA mezi sebou ($p < 0,134$).

3.4 Subjektivní hodnocení funkce kolenního kloubu dva roky po operaci

V publikované textu autora č. 5 byla hodnocena funkce kolenního kloubu 2 roky po operaci pacientem za pomoci subjektivního pocitu vyplněním výše uvedených dotazníků. V této práci byla analyzována funkce kloubu u pacientů po CASB a DB technice náhrady LCA. Po doplnění a zhodnocení funkce kloubu pacientem po všech typech rekonstrukce LCA nebyla nalezena statisticky významná rozdílnost na hladině významnosti $p < 0,05$. Absolutní čísla pak ale poukazují na fakt, že pacienti jsou nejvíce spokojeni po DB nebo LAL náhradě (viz. tab.13-15).

Cincinnati	ASB	ISB	AUGM	DB	LAL
24 měsíců	88,5 (54-100)	96,8 (75-100)	87,6 (54-100)	97,8 (74-100)	97,8 (91-100)

Tab.13 - Absolutní hodnoty skóre Cincinnati dotazníku vyplněného pacienty ve 24. měsíci po operaci.

IKDC	ASB	ISB	AUGM	DB	LAL
24 měsíců	72,8 (35,6-80)	75,2 (56,3-87,0)	72,8 (35,6-80,0)	79,6 (59,7-87,0)	78,2 (56,3-87)

Tab.14 - IKDC dotazník

Lysholm	ASB	ISB	AUGM	DB	LAL
24 měsíců	89,3 (58-100)	93,8 (69-100)	90,8 (64-100)	97,5 (90-100)	97,0 (90-100)

Tab.15 - Lysholm dotazník

Při porovnání subjektivního hodnocení rotační stability kolenního pacientem na stupnici 0 – 10 (10 = maximální pociťovaná nestabilita v kloubu) byl opět potvrzen výraznější stabilizační efekt dvojsvazkové náhrady LCA a LAL techniky na kolenní kloub, ale bez statisticky významného rozdílu v porovnání s oběma jednosvazkovými metodami rekonstrukce LCA ve dvou letech po operaci (tab.16).

Rotace	ASB	ISB	AUGM	DB	LAL
24 měsíců	2,3 (0-5)	1,2 (0-4)	1,0 (0-4)	0,5 (0-4)	0,8 (0-3)

Tab.16 – Hodnocení subjektivní rotační stability kolenního kloubu pacientem

Zajímavým zjištěním je také fakt, že bolestivost přední části kolenního kloubu při odběru šlachy z m.quadriceps femoris (BT) je menší než po odběru standardního štěpu z lig. patellae (BTB) se statistickou pravděpodobností $p < 0,05$ (tab. 17).

	BT	BTB	P value
VAS – bolesti předního kolena	1.4 (0-3;SO 1.7)	2.8 (1-5;SO 1.2)	0,03

Tab 17: Průměrná hodnoty VAS skóre se zaměřením na bolesti předního kolena 24 měsíců po BT a BTB náhradě LCA. 0 = nejnižší bolestivost, 10 = nejvyšší bolestivost

Stejně tak možnost kleku není po odběru BT štěpu výrazně ovlivněna v porovnání s odběrem štěpu BTB (tab. 18).

	BT	BTB	P value
VAS – možnost kleku	2,5 (1-4;SO 1,2)	6,1 (2-10;SO 2,5)	0,01

Tab 17: Průměrná hodnoty VAS skóre se zaměřením na možnost kleku 24 měsíců po BT a BTB

náhradě LCA. 0 = bez potíží, 10 = bez možnosti klečení

4 Diskuze

Funkční zapojení předního zkříženého vazy do biomechaniky kolenního kloubu bylo již zkoumáno v mnoha studiích. Jednalo se o studie na kadaverozních preparátech v experimentálních podmínkách (8,9,23), po odstranění části či celého LCA (8,9), po rekonstrukci LCA na kadaverech (17,40) nebo v in vivo podmínkách po rekonstrukci LCA pacientů (18,38).

Zajímavým zjištěním je protichůdnost některých závěrů studií týkajících se vlivu jednotlivých svazků na rotační stabilitu kolenního kloubu. Zatímco práce Robinsona a kol. z r. 2007 podporuje hypotézu většího vlivu PL svazku než svazku AM na vnitřní rotaci v kloubu (41), práce Monaca a kol. tento fakt vyvrací, stejně jako data z naší studie na kadaverozních preparátech (9). Celkově je obecně akceptována myšlenka větší rotační stability kolenního kloubu po dvojsvazkové než po jednosvazkové náhradě LCA, což je potvrzeno dalšími klinickými studiemi (18). Výsledek studie vytvořené Songem a kol. vypovídá o zvýšení celkové rotační stability kolenního kloubu po DB rekonstrukci se statisticky významným rozdílem v porovnání s jednosvazkovou technikou (24). Tento výzkum se podobal námi provedené analýze vlivu DB a isometrické SB náhrady na rotační stabilitu kolenního kloubu.

Ne mnoho biomechanických studií se zabírá myšlenkou stability kolenního kloubu po centrální anatomické jednosvazkové náhradě LCA. Ho a kol. prezentovali studii, ve které zkoumali kinematiku 8 párů kolenních kloubů u kadaverů při LCA-intaktním kloubu, LCA-deficitním kloubu po přerušení LCA, po anatomické jednosvazkové náhradě LCA a po dvojsvazkové náhradě LCA. K vytvoření předozadního posunu v kolenním kloubu využili sílu 133 N, pro rotaci 10 Nm. Jako výsledek popsali fakt, že centrální anatomická jednosvazková plastika předního zkříženého vazy a DB rekonstrukce restauruje fyziologickou kinematiku v kolenním kloubu ve 30 stupňové flexi (17). Toto ale v naší studii potvrzeno nebylo.

Zásadním zjištěním této práce je také ověřený vliv dvojsvazkové rekonstrukce LCA na vnitřně rotační stabilitu kolenního kloubu v porovnání s efektem LAL náhrady, pokud je tento vaz doplněn k jednosvazkové rekonstrukci LCA. Dále také fakt výrazného snížení vnitřní rotace kolenního kloubu ve 30° flexi při doplnění náhrady LCA o LAL, a také informace týkající se zvyšující se stability vnitřní rotace až na 7° v průměru po rekonstrukci LAL, pokud je prvotní vnitřně rotační stabilita větší než 12°.

Některá tato data potvrzují hypotézu Theina et al. (33), kteří definovali LAL jako „sekundární stabilizátor“ pro LCA. Stabilita kolenního kloubu (předozadní posun a vnitřní rotace) byla analyzována výše uvedenými autory pro LCA nepoškozený kolenní kloub, u LCA-deficitního a LCA+LAL deficitního kolenního kloubu u 12 kadaverů za využití robotického manipulátoru.

Ve 30° ohybu v kolenním kloubu došlo po odstranění LCA ke zvýšení nestability jak v předním posunu, tak i ve vnitřní tibiální rotaci na statistické hladině významnosti. Při doplnění resekce LCA o odstranění LAL se zvýšila jak předozadní translace, tak také vnitřní tibiální rotace (se statistickou diferencí). Pokud však bylo odstraněno pouze LAL bez LCA, nestabilita v kloubu se nezvýšila se statistickou významností v porovnání s intaktním kolenním kloubem. Závěr studie Thein et al. bylo zjištění, že LAL přebírá částečnou funkci LCA v ovlivnění IR při přední translaci v kolenním kloubu vyšším jak 15mm. V našem výzkumu byla stanovena jako hraniční hodnota pro výraznější funkčnost LAL vnitřní nestabilita v kolenním kloubu vyšší jak 12° po SB rekonstrukci LCA.

V jiných studiích in vitro však LAL nebylo zhodnoceno jako dostatečný stabilizátor vnitřní tibiální rotace v LCA – neporušeném kolenním kloubu při flexi do 30° (32). Pro účely našeho výzkumu byl úhel ohybu vybrán tak, aby byl 30°, což je úhel flexe, kdy jsou oba svazky LCA napnuty (42-44).

Dosud nebyla provedená in vivo studie, která by objektivně analyzovala rotační stabilitu kolenního kloubu po rekonstrukci LCA a LAL a srovnávala by stabilitu kloubu při porovnání s ostatními typy náhrady LCA minimálně 2 roky po operačním výkonu. Sonnery-Cottet společně se svými kolegy

analyzoval jak objektivní, tak subjektivní funkci kolenního kloubu u 92 pacientů po dvou letech po podstoupení kombinované LCA/LAL rekonstrukci (45). Studovali Lysholmovo skóre, KOOS, IKDC a Tegnerovu aktivitu s použitím pivot shift testu a předozadní translace v kolenním kloubu za použití rolimetru. Sonnery-Cottet spolu se svými kolegy dokázal, že rekonstrukce LCA spárovaná s LAL rekonstrukcí je účinnou metodou pro zlepšení funkce kolenního kloubu, která vede ke snížení fenoménu při „pivot-shift“ testu. Neboli subjektivní hodnocení rotační nestability kolenního kloubu ortopedem.

V našem objektivním výzkumu s použitím vysoce přesného měřicího zařízení (tj. počítačové navigace) byly štěpy napínány vždy stejnou silou s použitím dynamometru za účelem aplikace vždy stejného množství síly při tonizaci štěpu. V každém případě byl také použit rolimeter k objektivizování rotační síly vyvolávající rotaci v kolenním kloubu. Množství pacientů bylo dostatečné v každé skupině za účelem srovnání mezi technikami SB a DB a pacienti byli do skupin náhodně vybráni.

Jedním z negativních aspektů v naší studii je množství pacientů ve skupině LAL, které limituje zařazení většího počtu probandů do jednotlivých podskupin analýzy stability po náhradě LAL. V této části studie byl zaznamenán pouze jeden případ rotační stability 13° po SB rekonstrukci. Z toho důvodu nemohla být provedena statistická analýza v této podskupině. I přes to však je možné říct, že rekonstrukce SB vedoucí k IR stabilitě 12° a méně, určuje hraniční hodnotu pro další zlepšení vnitřně rotační stability v kolenním kloubu ($p = 0,019$).

Dalším aspektem, který je nutno brát v potaz, je fakt, že ve skupině LAL byl odebrán štěp pouze z m.gracilis, zatímco ve skupině DB byly štěpy odebrány z obou hamstringů, což může mít vliv na rotační stabilitu. Úkolem v této studii však bylo analyzování pasivní rotační stability kolenního kloubu v čase „nula“ během operačního výkonu.

Rekonstrukce LCA dvojsvazkovou technikou je složitější a může vést k více komplikacím během předoperační i pooperační fáze (46,47). Aby se obnovila rotační stabilita kolenního kloubu s menším množstvím možných komplikací, vhodnou metodou by měla být rekonstrukce LCA jednosvazkovou metodou párovaná s náhradou LAL. Navíc m.semitendinosus zůstane intaktní a jeho proprioceptivní funkce zachována. Štěp získaný z m.quadriceps femoris přináší, ve srovnání s dalšími autografty, několik pozitiv: dvojnásobně větší průřez ve srovnání s distálním patelárním kostním-šlachově-kostním štěpem (48), větší hustotu kolagenních vláken ve srovnání s BTB štěpem (49), kvalitnější hojení kostní části štěpu v kostním tunelu ve srovnání s hamstringy a nižší bolesti předního kolena ve srovnání s BTB štěpem, což bylo dokázáno i v naší studii (50,51).

Jako výhodu této studie lze uvést využití přesné počítačové techniky ke stanovení minimální výchylky při pohybu tibie vůči femuru v zátěži končetiny. Za pozitivum považujeme srovnání s druhostranným zdravým kolenním kloubem dva roky po operaci. Slabou stránkou této části studie pak může být možnost minimálního posunu pokožky se sondou vůči kosti při měření pohybu ve studovaném kolenním kloubu pacienta a delší křivka učení odběru dat.

5. Původní práce autora a kolektivu

V této části habilitační práce jsou vloženy původní odpublikované vědecké práce autora habilitační práce a kolektivu, komentované výše v textu.

Další dvě práce jsou nyní v recenzním řízení tuzemských i zahraničních časopisů.

- 1.) Komzák M, Hart R, Náhlík D, Vysoký R. Clinical results and rotational stability of the knee two years after the ACL reconstruction using a quadriceps tendon graft.

Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery; In review process

- 2.) Komzák M, Hart R, Náhlík D, Vysoký R. Rotační stabilita kolenního kloubu 2 roky po rekonstrukci anterolaterálního ligamenta společně s rekonstrukcí LCA – biomechanická studie.

Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca; In review process

Publikace č. 1:

Komzak, M., Hart, R., Okal, F., & Safi, A. (2013). AM bundle controls the anterior-posterior and rotational stability to a greater extent than the PL bundle—A cadaver study. *Knee*, 20(6), 551–555. IF 1,702



Contents lists available at SciVerse ScienceDirect

The Knee



AM bundle controls the anterior–posterior and rotational stability to a greater extent than the PL bundle – A cadaver study

Martin Komzák ^{a,*}, Radek Hart ^{a,b,1}, František Okál ^{a,2}, Adel Safi ^{a,3}

^a Department of Orthopaedic and Traumatologic Surgery, Hospital Znojmo, MUDr. Jana Jánského 11, Znojmo, 669 02, Czech Republic

^b Department of Traumatologic Surgery, University of Masaryk, Faculty of Medicine, Pónávka 6, Brno, 602 00, Czech Republic

ARTICLE INFO

Article history:

Received 13 June 2012

Received in revised form 14 March 2013

Accepted 31 March 2013

Available online xxxx

Keywords:

ACL

Bundles

Rotational movement

Stability

Navigation

ABSTRACT

Background: The purpose of this study was to evaluate the influence of both bundles of the anterior cruciate ligament (ACL) on knee stability, anterior–posterior translation (APT) and internal (IR) and external (ER) rotation in cadaveric knees using a computer navigation system.

Methods: The APT, IR, and ER of the knees were recorded in the intact condition, the anterolateral bundle (AM) or the posterolateral bundle (PL) deficit condition and in the ACL-deficient condition. The KT-1000 arthrometer was used for APT evaluation. The measurement of rotational movements was done using a rollimeter. All tests were performed at 30°, 60° and 90° of flexion.

Results: At 30° of flexion: In the intact knee APT was 5.8 mm, IR 12.1°, ER 10.1°. After the AM was cut, the APT increased to 9.1 mm, IR to 13.9° and ER to 12.6°. After the PL was cut, the APT was 6.4 mm, IR 13.1° and ER 10.6°. After the AM and PL were cut, the APT was 10.8 mm, IR 15.7° and the ER was 12.9° on average.

Conclusions: The AM has a greater impact on the APT than the PL in all knee joint flexion angles. The PL does not resist the rotational stability more than the AM. The rotational stability is better controlled by both bundles of ACL as compared to one bundle of the ACL.

Clinical Relevance: This study acknowledges the fact that the both bundles of the ACL are important for AP and rotational stability of the knee joint.

© 2013 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

The anterior cruciate ligament (ACL) consists of two functional parts that develop in the 16th week of gestation [1]: the anteromedial (AM) bundle and the posterolateral (PL) bundle [2–8]. Its anteromedial segment is inserted more medially and ventrally to the tibia. The fibers of the posterolateral bundle are attached to posterior and lateral parts of the ACL attachment to the tibia [9–12]. Depending on the knee flexion, the position of the femoral attachment of either bundle relatively varies from vertical orientation of both bundles in full extension to increasingly horizontal orientation in flexion. In flexion, the AM bundle is tightened and the PL bundle is more relaxed; in full extension, the AM bundle is more relaxed than the PL [13–16]. The Lachman and “pivot shift” tests are mainly used to determine the quality and functional condition of the ACL [8,17]. The Lachman test can be quantified subsequently using the KT-1000 arthrometer (MEDmetronic, San Diego, California).

* Corresponding author at: MUDr. Jana Jánského 11, 669 02, Znojmo, Czech Republic. Tel.: +420 515 215 412; fax: +420 515 215 411.

E-mail addresses: m.komzak@seznam.cz (M. Komzák), nela.kom@seznam.cz (R. Hart), frantisekokal@gmail.com (F. Okál), adel.safi@seznam.cz (A. Safi).

¹ Tel.: +420 515 215 265; fax: +420 515 215 411.

² Tel.: +420 515 215 377; fax: +420 515 215 411.

³ Tel.: +420 515 215 416; fax: +420 515 215 411.

This research aims to assess the effect of both ACL bundles (AM, PL) on the anterior–posterior and rotational stability of the knee joint. The following hypotheses were examined:

- The AM bundle controls anterior–posterior translation (APT) more than the PL bundle.
- The AM bundle controls the rotational stability more than the PL bundle.
- With the intact ACL, the rotational stability is better controlled than when only the AM bundle is present.

2. Materials and methods

The experiment was performed on knee joints of 30 fresh cadavers (whole bodies), each being Caucasian, 55–90 years of age at the moment of death (average 75 years), without neither previous surgical treatment nor lower limb injury. On average, the specimens were dead for 18 h (range, 8–24 h) and had not been chemically treated.

The lower limb of each cadaver was fixed to the surgical table by a set of ropes. The cadaver's femur was fixed into a metal holder clamp. A self-cutting was applied to the distal part of the femur, which prevented rotational motions of the femur after being fixed by the belt. This mechanism was introduced to eliminate unintentional shifts

of the femur, since the research was based on observation and analysis of the tibia movements experienced under various conditions.

An “iron shoe” was used for each of the cadaver's feet using plastic strips (Fig. 1). This shoe provided 100° dorsal flexion in the tibio-talar joint, eliminating the possibility of rotational movements in the ankle. A rollimeter (Aesculap, Tuttlingen, Germany) was fixed to the shoe in the axis of the tibia. This device provided rotational movements in the tibial axis. The knee joint flexion (30°, 60° and 90°) was secured by wooden wedges and controlled on the screen of navigation system.

A bicortical screw for tibial passive markers of the navigation was drilled into the ventral side of the tibia, 10 cm below the tibial tuberosity. Another screw was applied into the ventral side of the femur 15 cm above the upper edge of the patella in the same way. The optical computer-controlled navigation system Orthopilot (Aesculap, Tuttlingen, Germany) was used to determine the deviation of the tibia relative to the femur during APT and rotational movements in the knee joint (Fig. 2).

This navigation system uses a stereo-optical infrared camera to track locations of infrared light sources. Trackable light sources were passive markers. Computer software is able to locate and calculate positions of the markers relative to each other, as well as to the camera. By this means it was possible to record the stability of the knee joint (the Lachman test and the test of the internal and external rotation) before and after the ACL bundles were cut. The resolution of the motion measurements of this navigation system is less than 1 mm and degree. The manufacturer declares 100% accuracy if the position of the markers is recorded correctly.

Using the pointer with passive markers, the data were acquired from the tibial tuberosity, anterior tibial cortex and the medial and lateral edge of the tibial plateau, followed by recording the data into the navigation system while both in 90° flexion and in full extension of the knee joint and registering the kinematic data for the transfer of the knee joint between the above mentioned states (90° flexion, full extension).

After recording all this data into the navigation system, an internal rotation (IR) of the knee joint was performed using the rollimeter attached to the metallic shoe with the force of 2.5 Nm. The value of deviation shown by the navigation was recorded. The same process was then repeated using the external rotation (ER) of the knee joint. Finally, the tibial APT was performed, using the KT-1000 (MEDmetronic, San Diego, California) set to force of 30 lb, repeated for 30°, 60° and 90° flexion of the knee joint. The changes of the APT were measured by the computer navigated system. Subsequently, a very limited medial patellar approach was used without compromising any stabilizing structure (the incision was performed parallel with the medial border of patellar ligament). Using an arthroscopic camera system, the ACL was located.



Fig. 1. “Iron shoe” mounted to the cadaver foot providing 100°dorsal flexion in the tibio-talar joint.

Both bundles of the ACL were identified and one of the bundles was cut. Both the order in which bundles were cut and the selection of the limb were determined by permuted block randomization. After having cut the first randomly chosen bundle, the measurement was repeated as stated above with only one functional ACL bundle. These measurements were also repeated three times for each condition. After recording all the desired data, the remaining ACL bundle was cut and the measurement process was repeated once again for the ACL-deficient knee joint.

After having collected all data on absolute values of deviations in APT of the tibia relative to the femur (in mm), internal and external rotations (in degrees), all of it separately with the joint being in 30°, 60° and 90° flexion, the instability data were compared for ACL-intact, AM-deficit, PL-deficit, and ACL-deficient knee. The order of the tests was the following: in 30° flexion: APT, IR and ER for ACL-intact knee, then the same process for 60° and 90° flexion; one part of the ACL was cut and the APT, IR and ER in 30° were repeated, then in 60° and 90°; finally followed the same process for ACL-deficient knee.

2.1. Statistical analysis

All data were evaluated by STATISTICA 9.0 software. The description of the deviation of movement in millimeters or in degrees included mean, standard deviation and range for continuous variables. Multivariate analysis of variance (MANOVA) and one way analysis (ANOVA) were used. Differences in statistical significance were determined by an paired Student *t*-test for a mean value in each phase. The *p* value <0.05 was considered statistically significant.

3. Results

The data obtained with the KT-1000 arthrometer resulted in conclusion of the AM bundle that controls the APT of the knee joint more significantly than the PL bundle and this is valid for all degrees of knee joint flexion (*p* value <0.05). AP instability of the knee joint is the highest after the cut of both ACL bundles (*p* value <0.05). With increasing knee joint flexion, the absolute AP instability values (mm) decrease (Table 1).

Rotation movements measured using the rollimeter proved that both bundles of the ACL control IR and ER in the same way. The IR was controlled by both ACL bundles, in all degrees of flexion, almost identically (without statistical significance). The values showed slightly higher levels of instability after cutting the AM bundle (Table 2). The data for the ER showed similar values as for the IR. The ER was less influenced by the condition of either ACL bundle than the IR (Table 3).

4. Discussion

The main idea of the presented study was to indicate the role of the AM and PL bundles of the ACL in the kinematic changes of the knee joint, especially in the rotational stability. The role of the ACL in kinematics of the knee joint has been studied in several research studies. These studies were carried out in experimental conditions [18–20], after cutting the ACL partially or totally [18–20,25], after reconstruction of the ACL in a cadaver [26] or after reconstruction of the ACL intraoperatively in a patient [21–24]. Monaco et al. [18] presented a study in 2011 that is the most comparable one to our research. Their paper describes the rotational and anterior–posterior stability of the knee joint while using a navigation system. The authors evaluated the kinematics in ACL-intact knees, after cutting PL-bundle of the ACL and in ACL-deficient knees. As for rotational stability, they concluded a minimal increase in IR and ER after cutting the PL bundle of ACL (without statistical significance). In our research, both IR and ER increased after a part of the ACL was cut, although this increase was without statistical significance, but cutting both bundles of the ACL was done at random. Therefore, the role of each bundle was studied separately. After cutting the AM bundle, both rotations increased more than after cutting the PL one. The instability of the knee in rotational movement was higher after cutting both bundles of the ACL. Our results disprove the premises of many authors, who claim that the PL bundle restores the knee stability in IR more than the AM bundle [23,24].

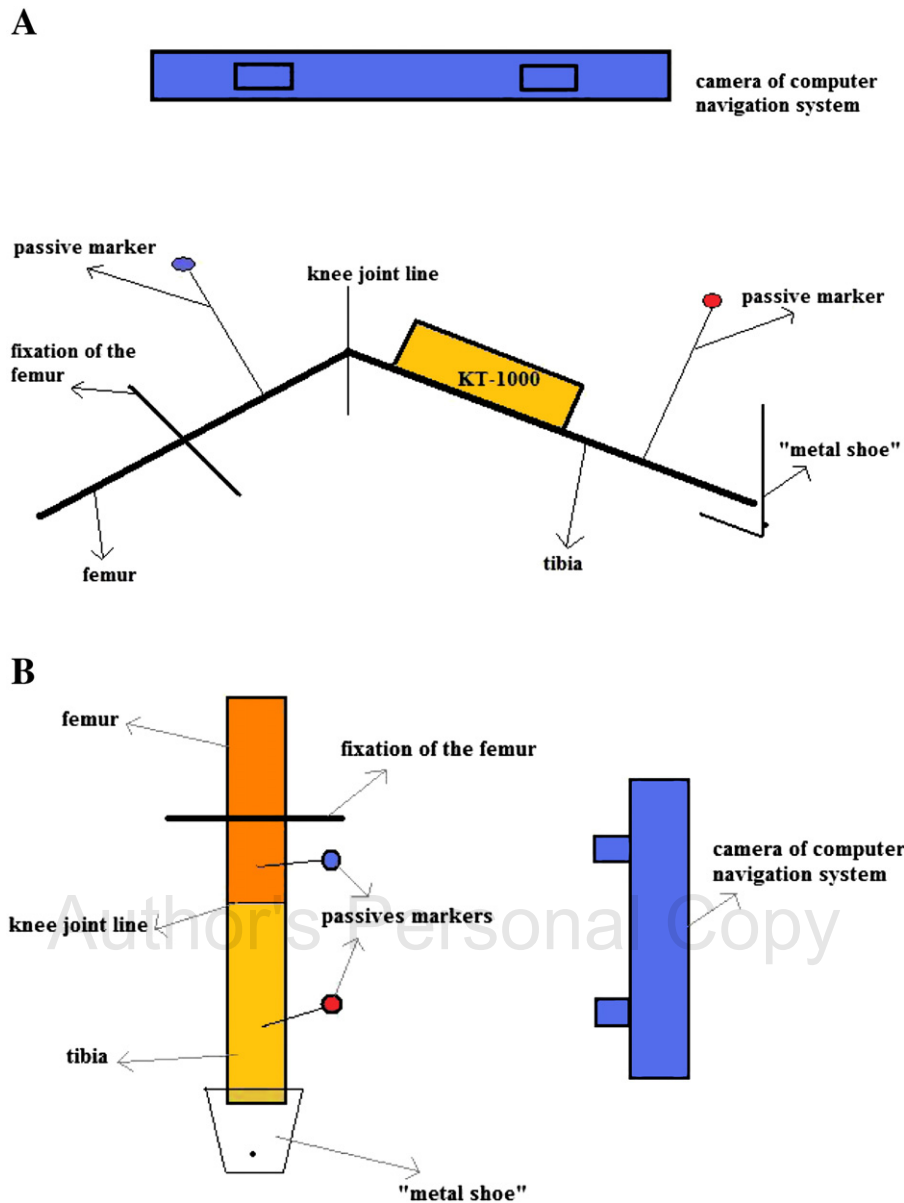


Fig. 2. The diagram of the measurement. A shows the side view. B shows the top view. The experiment was made using kinematic navigation system, the motion in the femur was produced by KT-1000 and the rollimeter which was applied to the "metal shoe" fixed at the heel of the patient.

For the AP stability of the knee joint, our data show that after the cutting of the AM bundle, AP displacement is increased more than the PL bundle is interrupted, in a statistically significant manner in all flexion degrees studied. The hypothesis that the AM bundle neutralizes the AP load in the knee joint more than the PL bundle alone was confirmed (Table 1). This result is in contrast with study carried out by Markolf et al. [25] who have proven in their research that AP translation is influenced by PL bundle. These authors used a force of 100 N to shift the tibia and the resulting shift after cutting the PL bundle was 0.5 mm on average (30° flexion). The results of our research show an average shift of 0.6 mm caused by force 30 lb in PL-deficient knee joints (compared to 3.3 mm shift in AM-deficient knees, see Table 1), thus supporting the conclusion about the greater importance of the AM bundle, considering the APT, when compared to impact of the PL bundle.

In the study from 2011 [18], Monaco et al. describe the same results as in our research. After the AM bundle is cut, AP translation increased in a statistically significant manner in comparison with cutting PL one. Steckel et al. [26] also observed a similar result during

the surgery (they reconstructed the ACL using the AM-bundle technique and by double-bundle technique). They compared the AP translation after both types of reconstruction. The AM bundle restored AP stability in the same way as the double bundle technique did. Both

Table 1

Values of AP translation (mm) in 30°, 60°, and 90° flexion of the knee joint. P1 value determines the statistical significance for APT in PL-deficient and AM-deficient knee, P2 for APT in ACL-intact and ACL-deficient knee joint.

flexion angle (degrees)	30	60	90
ACL-intact knee (mm)	5.8 ± 2.9 (1–12)	4.9 ± 2.1 (2–10)	3.6 ± 1.6 (1–7)
PL-deficient knee (mm)	6.4 ± 2.1 (3–9)	6.5 ± 1.7 (2–9)	5.1 ± 1.5 (2–8)
AM-deficient knee (mm)	9.1 ± 4.9 (6–15)	8.3 ± 2.9 (6–16)	7.2 ± 2.7 (3–11)
ACL-deficient knee (mm)	10.8 ± 2.9 (5–16)	9.5 ± 2.7 (5–15)	8.7 ± 2.9 (3–13)
P1 value	p = 0.01	p = 0.05	p = 0.04
P2 value	p = 0.01	p = 0.02	p = 0.01

Table 2

Values of *internal rotation* (degrees) in 30°, 60°, and 90° flexion of the knee joint. P1 value determines the statistical significance for IR in PL-deficient and AM-deficient knee, P2 for IR in ACL-intact and ACL-deficient knee joint.

Flexion angle (degrees)	30	60	90
ACL-intact knee (degrees)	12.1 ± 3.6 (7–19)	11.6 ± 3.9 (4–21)	11.4 ± 2.8 (5–20)
PL-deficient knee (degrees)	13.1 ± 4.2 (8–19)	12.9 ± 3.7 (8–21)	12.7 ± 1.7 (10–15)
AM-deficient knee (degrees)	13.9 ± 5.6 (7–23)	13.8 ± 2.5 (10–19)	13.7 ± 3.9 (10–25)
ACL-deficient knee (degrees)	14.9 ± 4.1 (10–24)	14.6 ± 3.1 (9–26)	14.4 ± 3.1 (10–26)
P1 value	0.35	0.31	0.29
P2 value	0.08	0.07	0.06

authors mentioned that they used computer navigation devices for their experiments.

As for the role of both bundles of ACL, the flexion angle of the joint is one of the most relevant factors for the kinematics of the knee. The studies in experimental conditions describe that the AM and PL bundles are parallel in the full extension. The length of the PL one decreases with increasing flexion angle, the AM part becomes shorter between 0° and 30°, but then between 30° and 120° it elongates gradually [16]. This fact correlates with the study of Gabriel et al. [27] who describe the function of two bundles of ACL under the condition of increasing flexion in the knee joint. They studied the anterior tibial load and rotatory load. They concluded that the PL bundle is the most important structure near full extension in anterior tibial load and also in rotatory load. By increasing the degree of the flexion, the AM bundle becomes more important.

There have been *in vivo* studies, which contradict this opinion. For example, in the study from 2007, Jordan et al. [28] describe the parallel position and the greatest length of both bundles of the ACL in full extension. Both bundles shortened with increasing flexion angle in the knee joint. This study was conducted using magnetic resonance images from 7 healthy patients. In our study, the absolute values demonstrate that with increasing flexion, the instability of the knee joint in AP and rotatory load decreases. This is the consequence of the function of the dynamic stabilizers of the knee [27].

For the measurement of knee laxity, the navigation system Orthopilot was used in our research. There are studies in the literature evaluating the reliability of this system for measuring the laxity of the knee joint intraoperatively [29]. It is necessary to fix the markers into the bone of a patient by using a K-wire or by using a screw. This technique is impossible to use in clinical practice before and after the operation. For this purpose, AP translation is measured by different arthrometers and rotational movements could be verified by a rotameter [30]. Our study utilizes these devices (navigation, arthrometer and rollimeter) in one experiment. This combination gives us more precise

Table 3

Values of *external rotation* (degrees) in 30°, 60°, and 90° flexion of the knee joint. P1 value determines the statistical significance for ER in PL-deficient and AM-deficient knee, P2 for ER in ACL-intact and ACL-deficient knee joint.

Flexion angle (degrees)	30	60	90
ACL-intact knee (degrees)	10.1 ± 3.7 (4–18)	8.9 ± 2.1 (4–10)	7.6 ± 2.1 (4–12)
PL-deficient knee (degrees)	10.6 ± 3.6 (5–13)	9.4 ± 2.3 (6–13)	8.2 ± 1.2 (6–10)
AM-deficient knee (degrees)	11.6 ± 4.4 (7–18)	10.3 ± 2.3 (7–15)	9.1 ± 2.2 (8–14)
ACL-deficient knee (degrees)	12.3 ± 4.6 (7–24)	11.3 ± 3.5 (7–20)	9.9 ± 3.9 (6–22)
P1 value	0.27	0.31	0.31
P2 value	0.11	0.08	0.09

data concerning the ACL condition. However, using these three systems simultaneously everyday in orthopaedic practice during ACL reconstruction surgery is technically demanding and time-consuming.

The results of this study showed increasing instability of the knee joint in rotational and AP movement of the tibia versus the femur after cutting a part of the ACL. The changes were for IR 3° on average after cutting total ACL and for ER 2° on average. For AP translation, the changes were about 5 mm on average. We see the weakness of this research in the fact that it has been performed on cadavers and not *in vivo*. The stiffness post mortem of a cadaver decreases the absolute value. But for the illustration of biomechanics in the knee joint it is obviously sufficient.

The other weakness of this presented study can be seen in using an open surgical approach and the elongation of the soft tissue with repetitive loading. But the minimal surgical approach left all significant joint stabilizing structures intact and the elongation of the tissues around the joint caused the rise in absolute value by 1 mm on average after repetition of the measurement.

The strength of the presented study is the act of cutting the bundles of the ACL in the randomized block. 30 randomly-chosen specimens had their AM bundle cut initially, while the other 30 researched knee joints had their PL bundle cut first. Where the PL bundle was cut first, the changes of relative instability of the knee joint were of less significance than in the cases where the AM bundle was cut first.

The further advantage of this study is the number of cadaver specimens. For example, Monaco et al. [18] used 10 cadavers, Lorbach et al. [20] researched the influence of ACL bundles on both internal and external rotations using 20 cadaverous specimens, and Colombet et al. [19] used computer navigation technology to measure AP translation and internal rotation in knee joints of 4 cadaverous specimens. We used 30 knees for cutting AM bundle first and 30 knees where the PL bundle was cut first.

The final, and the main strength of this study, was the use of the “metal-shoe” together with the rollimeter and the KT-1000 for the application of the constant force. In most of the other studies, the movement was powered by the surgeon's hands. Objectively, we are of the opinion that no matter how prepared and physically able the researcher is, he or she doesn't apply always the same force.

The goal of this research was to determine the influence of ACL bundles on AP and rotational stability of the knee joint by the application of the particular AP force and the torque, while using a computer navigation system. The data showed that the AM bundle has a greater impact on the AP stability than the PL one (hypothesis A) for all knee joint flexion angles and that the PL bundle does not resist the rotational stability more than the AM bundle (hypothesis B). With an intact ACL, the rotational stability is controlled better than when only the AM bundle is present (hypothesis C).

Conflict of interest

None.

References

- [1] Gardner E, O'Rahilly R. The early development of the knee joint in human embryos. *J Anat* 1968;102:289–99.
- [2] Mommersteegi TJA, Poloos JGM, Blankevoort L, Kauer JMG, Huiskes R, Roeling FQC. The fibre bundle anatomy of human cruciate ligaments. *J Anat* 1995;187:461–71.
- [3] Girgis FG, Marshall JL, Al Monajem ARS. The cruciate ligaments of the knee joint-anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop* 1975;106:216–31.
- [4] Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, Fu FH. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14(10):982–92.
- [5] Čech O, Sosna A, Bartoníček J. Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Praha: Avicenum; 1986.
- [6] Dungle P. Ortopedie. Praha: Grada Publishing; 2001.

- [7] Čihák R. *Anatomie I*. 2nd ed. Praha: Grada Publishing; 2001.
- [8] Rozkydal Z, Chaloupka R. *Vyšetřovací metody v ortopedii*. Brno: LFMU; 2001.
- [9] Lorenz S, Elser F, Mitterer M, Obst T, Imhoff AB. Radiologic evaluation of the insertion sites of the 2 functional bundles of the anterior cruciate ligament using 3-dimensional computed tomography. *Am J Sports Med* 2009;37–12:2368–76.
- [10] Colombet P, Robinson J, Christel P, et al. Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy* 2006;22–9:984–92.
- [11] Hart R, Kučera B, Safi A. Hamstring versus quadriceps tendon graft in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2010;77: 296–303.
- [12] Shen W, Forsythe B, McNeilingham S, Honkamp N, Fu FH. Application of the anatomic double-bundle reconstruction concept to revision and augmentation anterior cruciate ligament surgeries. *J Bone Joint Surg* 2008;90-A4:20–34.
- [13] Dargel J, Gotter M, Mader K, Pennig D, Koebke J, Schmidt-Wiethoff R. Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction. *Strateg Trauma Limb Reconstr* 2007;2(1):1–12.
- [14] Hamer CHD, Baek GH, Vogrin TM, et al. Quantitative analysis of human cruciate ligament insertion. *Arthroscopy* 1999;15:741–9.
- [15] Odesten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67:257–62.
- [16] Hart R, Štíplčák V. *Přední zkřížený vaz kolenního kloubu*. Praha: Maxdorf Jessenius; 2010.
- [17] Markolf KL, Jackson SR, McAllister DR. Relationship between the Pivot Shift and Lachman tests: a cadaver study. *J Bone Joint Surg* 2010;92:2067–75.
- [18] Monaco E, Ferretti A, Labianca L, Maestri B, Speranza A, Kelly MJ, et al. Navigated knee kinematics after cutting of the ACL and its secondary restraint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013 (forthcoming).
- [19] Colombet P, Robinson J, Kristel O, Franceschi JP, Djian P. Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Curr Orthop Pract* 2007;454:59–65.
- [20] Lorbach O, Pape D, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, et al. Influence of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament on external and internal tibiofemoral rotation. *Am J Sports Med* 2010;38(4):721–7.
- [21] Song EK, Oh LS, Gill TJ, Li G, Gadikota HR, Seon JK. Prospective comparative study of anterior ligament reconstruction using the double-bundle and single bundle technique. *Am J Sports Med* 2009;37–1705:1705–11.
- [22] Hofbauer M, Valentin P, Polsky R, Ostermann RC, Graf A, Figl M, et al. Rotational and translational laxity after computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:1201–7.
- [23] Robinson J, Carrat L, Grandi C, Colombet P. Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am J Sports Med* 2007;35(12):2006–13.
- [24] Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Tsukada H, Toh S. Intraoperative biomechanical evaluation of anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using a navigation system: comparison of hamstring tendon and bone-patellar tendon-bone graft. *Am J Sports Med* 2008;36(10):1903–12.
- [25] Markolf KL, Park S, Jackson SR, McAllister DR. Contributions of the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament to anterior–posterior knee laxity and ligament forces. *Arthroscopy* 2008;24(7):805–9.
- [26] Steckel H, Murtha PE, Costic RS, Moody JE, Jaramaz B, Fu FH. Computer evaluation of kinematics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Clin Orthop Relat Res* 2007;463:37–42.
- [27] Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 2004;22(1):85–9.
- [28] Jordan SS, DeFrate LE, Nha KW, Papannagari R, Gill TJ, Li G. The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med* 2007;35(4): 547–54.
- [29] Lopomo N, Bignozzi S, Nartelli S, et al. Reliability of navigation system for intra-operative evaluation of antero-posterior knee joint laxity. *Comput Biol Med* 2009;39:280–5.
- [30] Schuster AJ, McNicholas MJ, Wachtl SW, McGurty DW, Jakob RP. A new mechanical testing device for measuring anteroposterior knee laxity. *Am J Sports Med* 2004;32(7):1731–5.

Author's Personal Copy

Publikace č. 2:

Komzak, M., Hart, R., Okal, F., & Safi, A. (2012). Does the posterolateral bundle influence rotational movement more than the anteromedial bundle in anterior cruciate ligament reconstruction? A CLINICAL STUDY. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 94B(10), 1372–1376. IF 2,735

■ KNEE

Does the posterolateral bundle influence rotational movement more than the anteromedial bundle in anterior cruciate ligament reconstruction?

A CLINICAL STUDY

M. Komzák,
R. Hart,
F. Okál,
A. Safi

From General
Hospital, Znojmo,
Czech Republic

The biomechanical function of the anteromedial (AM) and posterolateral (PL) bundles of the anterior cruciate ligament (ACL) remains controversial. Some studies report that the AM bundle stabilises the knee joint in anteroposterior (AP) translation and rotational movement (both internal and external) to the same extent as the PL bundle. Others conclude that the PL bundle is more important than the AM in controlling rotational movement.

The objective of this randomised cohort study involving 60 patients (39 men and 21 women) with a mean age of 32.9 years (18 to 53) was to evaluate the function of the AM and the PL bundles of the ACL in both AP and rotational movements of the knee joint after single-bundle and double-bundle ACL reconstruction using a computer navigation system. In the double-bundle group the patients were also randomised to have the AM or the PL bundle tensioned first, with knee laxity measured after each stage of reconstruction. All patients had isolated complete ACL tears, and the presence of a meniscal injury was the only supplementary pathology permitted for inclusion in the trial. The KT-1000 arthrometer was used to apply a constant load to evaluate the AP translation and the rolimeter was used to apply a constant rotational force. For the single-bundle group deviation was measured before and after ACL reconstruction. In the double-bundle group deviation was measured for the ACL-deficient, AM- or PL-reconstructed first conditions and for the total reconstruction.

We found that the AM bundle in the double-bundle group controlled rotation as much as the single-bundle technique, and to a greater extent than the PL bundle in the double-bundle technique. The double-bundle technique increases AP translation and rotational stability in internal rotation more than the single-bundle technique.

Although the histological and anatomical features of the anterior cruciate ligament (ACL) are generally accepted, the biomechanical function of the anteromedial (AM) and posterolateral (PL) bundles remains incompletely understood.¹⁻⁷ In some studies the AM bundle has been reported to stabilise anteroposterior (AP) translation and rotational movements of the knee to the same extent as the PL bundle.^{8,9} However, a difference in the stability of the knee joint after single- and double-bundle ACL reconstruction has been reported.^{10,11} Some authors conclude that the PL bundle is more important than the AM in controlling tibial rotation.¹²⁻¹⁴

The purpose of this study was to determine the influence of the individual ACL bundles on AP and rotational movement of the knee joint using a computer navigation system, following reconstruction of the ACL using the single- and

double-bundle techniques. Our hypotheses were that the AM bundle is more important for rotational stability than the PL bundle; that the double-bundle technique stabilises rotational movement of the knee joint more than the single-bundle technique and that the double-bundle technique stabilises AP translation more than the single-bundle technique.

Patients and Methods

We studied 60 patients (60 knees; 26 right, 34 left) who underwent ACL reconstruction between March 2010 and May 2011. There were 39 men and 21 women with a mean age of 32.9 years (18 to 53). The interval between injury and treatment was within seven days in all cases, with the injury as a result either of sport or motor vehicle accident. All gave informed consent to being included in prospective research. A total of 20 patients had a

■ M. Komzák, MD, Orthopaedic Surgeon
General Hospital, Department of Orthopaedic and Traumatologic Surgery, Jana Janského 11, Znojmo 66902, Czech Republic.

■ R. Hart, MD, PhD, FRCS,
Professor of Orthopaedic Surgery

■ F. Okál, MD, Orthopaedic Surgeon

■ A. Safi, MD, Orthopaedic Surgeon

Hospital Znojmo, Department of Orthopaedic and Traumatologic Surgery, Jana Janského 11, Znojmo 66902, Czech Republic.

Correspondence should be sent to Mr M. Komzák; e-mail: komzak@centrum.cz

©2012 British Editorial Society of Bone and Joint Surgery
doi:10.1302/0301-620X.94B10.28673 \$2.00

J Bone Joint Surg Br

2012;94-B:1372-6.

Received 8 November 2011;

Accepted after revision 1 June 2012

single-bundle reconstruction using hamstring tendons, 20 had a double-bundle technique with the AM bundle being reconstructed first, and 20 patients had double-bundle reconstruction with the PL bundle first. Patients were allocated to each group using permuted block randomisation by Random Number Generator Software version 7.0 (Microsoft Corp., Redmond, Washington). The number of patients in the study was determined by a power analysis, which required 20 patients in each group. The minimum sample size required to detect the hypothesised effects was determined as $n = 60$, with an effect size of 90%, α -level 0.05 and power of 0.90 ($\beta = 0.10$).

The inclusion criteria were limited to an ACL lesion combined with a meniscal tear (of either meniscus). All patients with associated injuries to the knee, such as a fracture, posterolateral instability, or injury to the lateral or medial collateral ligaments, were excluded. Any patient with a partially torn ACL confirmed by arthroscopy was also excluded.

Under general anaesthesia, the patient's thigh was secured in a metal holder. A diagnostic arthroscopy was performed to assess the ACL and meniscal injuries, as previously diagnosed by MRI. If the diagnosis of rupture was confirmed, grafts were harvested. Through a 5 cm incision overlying the anterior border of the pes anserinus the gracilis and semitendinosus tendons were identified and separated by hook retractors, and the semitendinosus was removed using a tendon stripper. A graft for the single-bundle technique was folded three times to make it 9 cm long and 9 mm wide, irrespective of the diameter of the femoral attachment of the native ACL. Grafts for the double-bundle technique were taken from the semitendinosus for the AM bundle and the gracilis tendon for the PL bundle. In these cases the graft was adjusted to a size of 9 cm \times 8 mm for the AM bundle and 8 cm \times 6 mm for the PL bundle. Both grafts were folded three times and the edges of each graft bundle were whip-stitched at 3 cm from the femoral end and 2.5 cm from the tibial end using Polysorb 2 absorbable suture (Covidien, Mansfield, Massachusetts).

In the single-bundle technique a 9 mm femoral tunnel was drilled into the medial aspect of the lateral femoral condyle between the one and two o'clock positions in the intercondylar notch for the left knees and between 10 and 11 o'clock for the right knees. The tibial tunnel was drilled to pass through the centre of the footprint of the native ACL.

For the double-bundle technique, the 8 mm femoral tunnel for the AM bundle was located behind the lateral bifurcate ridge on the medial aspect of the lateral femoral condyle. The 8 mm tibial tunnel for the AM bundle was located 14 mm in front of the PCL attachment slightly medially, and was drilled at an angle of 55° relative to the anteromedial part of the tibial plateau. The femoral attachment of the PL bundle was drilled between the lateral bifurcate ridge and the lateral intercondylar ridge. This tunnel was 6 mm wide. The tibial tunnel for the PL bundle was located 7 mm in front of the PCL attachment slightly laterally, and drilled at 45° relative to the medial tibial plateau (Fig. 1).

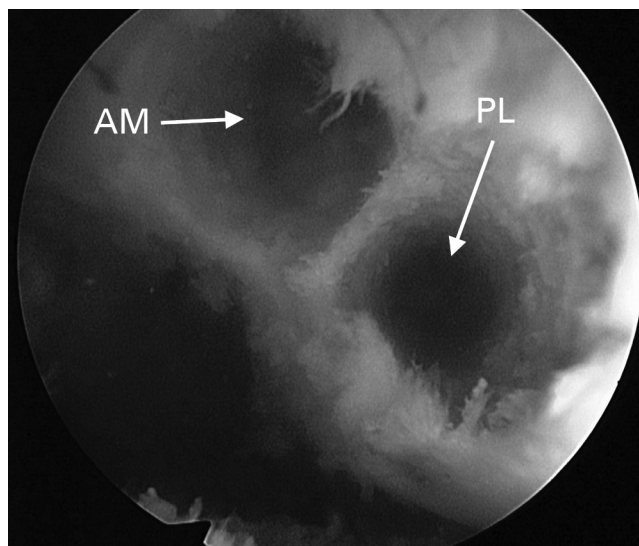


Fig. 1

Intra-operative arthroscopic photograph of the anteromedial (AM) and posterolateral (PL) bone tunnels for the placement of grafts in the femur.

Subsequently, a bicortical screw was drilled percutaneously into the femur for the attachment of a passive marker, 10 cm proximal to the upper pole of the patella, and a second screw was passed into the ventral aspect of the tibia, 15 cm below the distal pole of the patella. Each screw secured the navigation system markers. The optical computer navigation system used was OrthoPilot (Aesculap, Tuttlingen, Germany). It depends on the reception of infrared rays emitted by a stereo-optic infrared camera, which also records the rays reflected by the markers. It evaluates the data and calculates the relative positions of the markers to a resolution of ≤ 1 mm. In order to collect other data, the positions of the tibial tuberosity, anterior tibial cortex and medial and lateral margins of the tibial plateau need to be defined. The positions of the markers on both the tibia and the femur are recorded in 90° knee flexion and in full extension. The kinematics of the markers are recorded when the knee is moved from extension to flexion, permitting measurement of sagittal translation (in mm) and rotation of the tibia relative to the femur (in °).

The KT-1000 arthrometer (MEDmetric, San Diego, California) was used to measure the ventral translation in the knee joint (with a constant force of 133 N) in 30° flexion, which was controlled with reference to the navigation system. In order to measure rotation of the tibia in relation to the femur, the patient's leg was stabilised in a customised boot, so that the ankle was held in 10° dorsiflexion, in order to eliminate unintentional rotations of the ankle. A rolimeter (Aesculap) was attached to the boot as an extension of the tibial axis, allowing rotation of the tibia with a constant force of 2.5 Nm (Fig. 2).

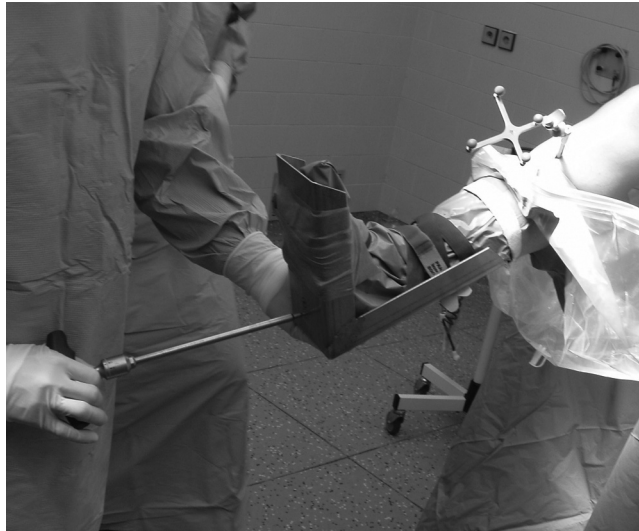


Fig. 2

Photograph showing the rigid metal splint providing 10° dorsiflexion at the ankle mounted on the patient's foot during the navigation process.

Next, the KT-1000 arthrometer was used to apply force (133 N) to the ACL-deficient knee after the tendon harvest in order to measure the anterior translation of the tibia. This movement was also measured using the navigation device and repeated three times in this position by the same senior orthopaedic surgeon (RH). Subsequently, the tibia was internally rotated using the rolimeter using a force of 2.5 Nm and the measurements were repeated. The same process was finally repeated for external rotation.

The grafts were placed into the prepared tunnels and secured with interference screws. The AM bundle was tensioned using a tonometer set to 85 N in 45° of knee flexion. The PL bundle was tensioned at 10° flexion with the same force applied. In single-bundle technique, the graft was tensioned by 85 N in 30° flexion. After securing one bundle during the double-bundle technique, the same data as in the ACL-deficient condition were collected three times from the navigation device with forces of 133 N or 2.5 Nm applied in 30° flexion. This was repeated after securing the second bundle. For the single-bundle technique data collection was done only once.

After collecting all the values of both the AP tibial movement relative to the femur (in mm) and internal and external rotation (in °) for the 30° flexed knee joint, the post-operative values for the stability of both single- and double-bundle techniques were compared with those of the ACL-deficient pre-operative knee joint. For the double-bundle technique, the influence of individual portions of the ACL was also compared with the ACL-deficient situation. The two techniques were also compared.

Statistical analysis. All results were analysed using STATISTICA 9.0 software (StatSoft, Prague, Czech Republic). The recorded movements (in mm or °) were examined as means, standard deviations (SD) and ranges. Analysis of variance

(ANOVA) and unpaired Student's *t*-tests were used to compare the AP translation and rotational stability in the knee joint for ACL-deficient, AM or PL-bundle reconstructed knee joint (DB technique), isometric SB reconstruction and for DB reconstructed knee joint (ACL-intact). A *p*-value < 0.05 was considered statistically significant.

Results

Anteroposterior translation. There was no statistically significant difference in AP translation of the knee after insertion of the graft in the single-bundle technique or the AM bundle in the double-bundle technique (*p* = 0.85, Student's *t*-test). When only the PL bundle was inserted, the AP translation reduced by a mean of 5.8 mm, demonstrating a smaller influence of the PL bundle on AP translation compared to the AM reconstruction and the single-bundle technique (*p* = 0.003, ANOVA). Similarly, the difference in mean AP translation between the double-bundle technique and the single-bundle one remained statistically significant (*p* = 0.02, Student's *t*-test) (Table I).

Internal rotation. The double-bundle technique reduced internal rotation more than the single-bundle technique (*p* = 0.01, Student's *t*-test). When the PL bundle was inserted first, internal rotation was reduced to a mean of 15.3° compared with the ACL-deficient knee. After adding the AM bundle, the mean internal rotation was 13.9°. There was no statistically significant difference between the results of single- and double-bundle techniques regardless of which bundle was secured first (*p* = 0.51, ANOVA). However, reconstruction of the AM bundle had a greater effect on reducing internal rotation than did the PL bundle. Reconstruction of the AM bundle restores internal rotation to the same extent as does isometric single-bundle reconstruction of the ACL (*p* = 0.89, Student's *t*-test) (Table II).

Table I. Mean anteroposterior (AP) translation (SD, range) at 30° flexion of the knee joint in the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient knee before single- and double-bundle reconstruction (with either the posterolateral (PL) or anteromedial (AM) tightened first), and following ACL reconstruction

Mean AP translation (mm)	Single-bundle	Double bundle	
		PL first	AM first
ACL-deficient knee	18.5 (4.6; 13 to 23)	18.9 (4.9; 14 to 31)	18.9 (4.9; 14 to 31)
Partially reconstructed	-	13.1 (4.4; 6 to 20)	8.9 (3.5; 5 to 18)
ACL-reconstructed knee	8.5 (3.5; 3 to 17)	6.1 (2.1; 3 to 13)	6.1 (2.1; 3 to 13)

Table II. Mean internal rotation at 30° flexion of the knee joint in the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient knee before single- and double-bundle reconstruction (with either the posterolateral (PL) or anteromedial (AM) tightened first), and following ACL reconstruction

Mean internal rotation (°)	Single-bundle	Double bundle	
		PL first	AM first
ACL-deficient knee	19.3 (4.6; 15 to 24)	18.8 (4.4; 12 to 26)	18.8 (4.4; 12 to 26)
Partially reconstructed	-	15.3 (3.1; 10 to 21)	13.9 (2.1; 11 to 18)
ACL-reconstructed knee	14.5 (3.3; 10 to 19)	10.4 (2.1; 7 to 15)	10.4 (2.1; 7 to 15)

Table III. Mean external rotation at 30° flexion of the knee joint in the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient knee before single- and double-bundle reconstruction (with either the posterolateral (PL) or anteromedial (AM) tightened first), and following ACL reconstruction

Mean external rotation (°)	Single-bundle	Double bundle	
		PL first	AM first
ACL-deficient knee	18.1 (4.1; 12 to 23)	17.6 (3.8; 10 to 24)	17.6 (3.8; 10 to 24)
Partially reconstructed	-	14.9 (3.2; 11 to 23)	14.5 (2.9; 10 to 22)
ACL-reconstructed knee	13.1 (3.4; 11 to 19)	10.8 (2.8; 8 to 15)	10.8 (2.8; 8 to 15)

External rotation. No significant difference was apparent for the extent of external rotation between the single- and double-bundle techniques ($p = 0.25$, Student's t -test), and with the double-bundle technique no difference was found whether the AM or the PL bundle was reconstructed first ($p = 0.43$, ANOVA) (Table III).

Discussion

The main purpose of this study was to examine the role of the AM and PL bundles of the ACL on kinematic changes in the knee joint, especially rotational stability. The kinematic function of the ACL has been studied extensively under experimental conditions,^{8,12,15} after dividing the ACL partially or totally,^{8,12} after the reconstruction of the ACL in a cadaver,^{16,17} and intra-operatively after reconstruction.^{11,13,14}

Ishobashi et al¹⁴ undertook an investigation similar to our own in which the improvement in the AP and rotational stability of the knee was studied while using a navigation system. The authors evaluated the kinematics of 125 knees in 125 patients (80 treated by the double-bundle technique, 45 by the single-bundle technique) in an ACL-deficient knee, after reconstructing the AM or PL bundles and in an ACL-intact knee. The internal rotation of the tibia before the reconstruction was a mean 39.0°. After reconstruction of the PL bundle, the rotation improved to a mean of 35.0° and after reconstruction of the AM bundle

separately, the mean tibial rotation was 35.3°. After the double-bundle reconstruction, the rotation decreased to a mean of 34.5°. The authors concluded that 'the posterolateral bundle has a more important role in controlling rotation of the tibia than the anteromedial bundle'.¹⁴ Robinson et al¹³ also concluded that the PL bundle contributed more to reducing internal rotation than the AM bundle. However, we found a greater decrease in internal rotation after reconstruction of the AM bundle than after PL bundle reconstruction, but the difference was not statistically significant ($p = 0.61$). The difference between the ACL-deficient knee joint and after PL bundle reconstruction was a mean of 3.5°, and after AM reconstruction was a mean of 4.9°. In clinical practice such a small difference has little relevance, which indicates a very similar role for both AM and PL bundles in controlling internal rotational stability in the knee joint.

The hypothesis that the AM bundle is the most important for controlling internal rotation was confirmed in a study by Monaco et al using navigation.⁹ They showed that internal rotation decreased from a mean of 19.8° in ACL-deficient knees to a mean of 17.0° after AM reconstruction only, and to 16.2° after further reconstruction of the PL bundle.

In a study in cadavers Lorbach et al¹² showed the PL bundle to have a greater influence on controlling external rotation than the AM bundle. They produced rotation by applying a force of 5 Nm using a rotameter attached to the


tibia. External rotation in the ACL-intact knee was a mean of 19.4°; after dividing the PL bundle it increased to a mean of 22.2° and after dividing the AM bundle it increased to a mean of 24.4°. The difference in the increased external rotation between when the PL bundle was divided and when the entire ACL was divided was only 0.6°. In our study this difference was 0.4°. Consequently, we agree with Monaco et al⁹ that the AM bundle has a greater role in controlling external rotation than the PL bundle.

In experimental conditions double-bundle reconstruction has been shown to reduce rotational movement better than the single-bundle technique.¹⁵ Hofbauer et al,¹¹ in an *in vivo* study, showed greater control of internal rotation in the knee after double-bundle reconstruction than after single-bundle reconstruction. Song et al¹⁰ reported similar findings.

The strength of our study is the randomisation of the method of reconstruction of the ACL bundles, allowing the influence of individual bundles on AP translation and both internal and external rotation to be studied. Additionally, the application of force to the knee with the rolimeter and the KT-1000 allowed reproducibility in testing.

In summary, in the anatomical position during double-bundle reconstruction of the ACL, AM bundle restores rotational stability of the knee joint to the same extent as the isometric single-bundle reconstruction of the ACL and to a greater extent than the PL bundle (although in the latter case without reaching statistical significance). Adding the PL bundle increases the rotational stability of knee joint, primarily in internal rotation. The double-bundle technique reduces AP laxity in a statistically significant manner to a greater extent than does the single-bundle technique, irrespective of whether the AM or the PL bundle was tensioned first. The rotational stability of the knee joint is also greater after the double-bundle technique, with statistical significance for internal rotation but not for external rotation.

Supplementary material

 A table summarising the literature on relative laxity in the knee after division and reconstruction of the anterior cruciate ligament is available with the electronic version of this article on our website www.bjj.boneandjoint.org.uk

No benefits in any form have been received or will be received from a commercial party related directly or indirectly to the subject of this article.

References

1. **Girgis FG, Marshall JL, Monajem A.** The cruciate ligaments of the knee joint: anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975;106:216–231.
2. **Kaya A, Karadağ D, Güçlü B, Uçar F, Benli IT.** Evaluation of the two bundles of the anterior cruciate ligament with 1.5 tesla magnetic resonance imaging. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2010;44:54–62.
3. **Lorenz S, Elser F, Mitterer M, Obst T, Imhoff AB.** Radiologic evaluation of the insertion sites of the 2 functional bundles of the anterior cruciate ligament using 3-dimensional computed tomography. *Am J Sports Med* 2009;37:2368–2376.
4. **Colombet P, Robinson J, Christel P, et al.** Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy* 2006;22:984–992.
5. **Hart R, Kučera B, Safi A.** Hamstring versus quadriceps tendon graft in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2010;77:296–303 (in Czech).
6. **Steckel H, Fu FH, Baums MH, Klinger HM.** Arthroscopic evaluation of the ACL double bundle structure. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:782–785.
7. **Petersen W, Zantop T.** Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:35–47.
8. **Monaco E, Ferretti A, Labianca L, et al.** Navigated knee kinematics after cutting of the ACL and its secondary restraint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:870–877.
9. **Monaco E, Labianca L, De Carli A, et al.** Effect of double bundle ACL reconstruction on tibial internal rotation: an “in vivo” case study. *J Bone Joint Surg [Br]* 2009;91-B(Suppl 1):84–85.
10. **Song EK, Oh LS, Gill TJ, et al.** Prospective comparative study of anterior cruciate ligament reconstruction using the double-bundle and single-bundle techniques. *Am J Sports Med* 2009;37:1705–1711.
11. **Hofbauer M, Valentin P, Kdolsky R, et al.** Rotational and translational laxity after computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:1201–1207.
12. **Lorbach O, Pape D, Maas S, et al.** Influence of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament on external and internal tibiofemoral rotation. *Am J Sports Med* 2010;38:721–727.
13. **Robinson J, Carrat L, Granchi C, Colombet P.** Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am J Sports Med* 2007;35:2006–2013.
14. **Ishobashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Tsukada H, Toh S.** Intraoperative biomechanical evaluation of anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using a navigation system: comparison of hamstring tendon and bone-patellar tendon-bone graft. *Am J Sports Med* 2008;36:1903–1912.
15. **Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP, Djian P.** Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:59–65.
16. **Ho JY, Gardiner A, Shah V, Steiner ME.** Equal kinematics between central anatomic single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Arthroscopy* 2009;25:464–472.
17. **Musahl V, Voos JE, O'Loughlin PF, et al.** Comparing stability of different single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction techniques: a cadaveric study using navigation. *Arthroscopy* 2010;26:41–48.

Publikace č. 3:

Komzak, M., Hart, R., Smid, P., & Puskeiler, M. (2014). The Effect of Central Anatomical Single-Bundle versus Anatomical Double-Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament on Knee Stability. A Clinical Study. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*, 81(4), 276–280. IF 0,388

Vliv centrální anatomické jednosvazkové a anatomické dvojsvazkové rekonstrukce předního zkříženého vazů na stabilitu kolenního kloubu. Klinická studie

The Effect of Central Anatomical Single-Bundle versus Anatomical Double-Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament on Knee Stability. A Clinical Study

M. KOMZÁK^{1,2}, R. HART^{1,2}, P. ŠMÍD^{1,2}, M. PUSKEILER³

¹ Ortopedicko-traumatologické oddělení, Nemocnice Znojmo

² Klinika traumatologie, Masarykova Univerzita Brno, Lékařská fakulta

³ Radiologické oddělení, Nemocnice Znojmo

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

A comparison of the efficacy of central anatomical single-bundle (CASB) reconstruction with that of double-bundle (DB) repair of the anterior cruciate ligament (ACL) in relation to knee stability in anteroposterior translation (APT), internal rotation (IR) and external rotation (ER) of the joint.

MATERIAL AND METHODS

A total of 40 patients were evaluated; 20 had ACL reconstruction by the CASB technique using hamstrings and 20 underwent DB repair surgery. The average age was 31.3 years, and the group included 22 men and 18 women with 19 right and 21 left knees. The KT-1000 test was used to assess the amount of APT in the knee and rotational deviations were measured by the Rolimeter. In the DB patients, measurements were performed before surgery (on joints with ACL injury), then after reconstruction of the anteromedial (AM) or the posterolateral (PL) bundle and subsequently after repair of both ACL bundles. The CASB patients were assessed before and after graft insertion.

RESULTS

The average APT value was 18.5 mm for the pre-operative knees and it fell to 8.9 mm after AM bundle reconstruction. However, when the PL bundle was inserted in the first place, the average APT value was 13.1 mm only. The average values recorded after the DB and CASB reconstructions were 6.1 mm and 9.1 mm, respectively.

The average IR range of motion in the pre-operative joints was 18.6 degrees. After AM bundle reconstruction it was 13.9 degrees and after PL bundle repair it was 15.3 degrees. In DB reconstruction the average IR value achieved 10.4 degrees, and in CASB repair surgery it was 13.7 degrees.

The average ER range of motion in the pre-operative joints was 17.8 degrees. After AM bundle reconstruction it was 14.5 degrees and after PL bundle repair it was 14.9 degrees. In DB reconstruction the average ER value achieved 11.4 degrees, and in CASB repair surgery it was 14.5 degrees.

DISCUSSION

Rotational stability of the knee after ACL reconstruction is one of the most important factors in restoring physiological kinematics of the joint after ACL injury. Since there are not many studies comparing knee rotational stability after CASB with that after DB reconstructions, the results presented here may contribute to selecting the optimal method of ACL reconstruction.

CONCLUSIONS

The results show that, in ACL reconstruction, the DB technique provides better stability to the knee, in both APT and rotation, than the CASB method. The latter has the same effect on knee stability as the presence of the AM bundle alone. When the PL bundle is added, knee stability, in both APT and internal/external rotation, is increased in comparison with central single-bundle ACL repair.

Key words: anterior cruciate ligament, navigation, central anatomical single-bundle reconstruction, double-bundle reconstruction.

ÚVOD

Histologická a anatomická struktura předního zkříženého vazů (PZV) je známa do detailů. Otázkou však zůstává biomechanika jednotlivých svazků PZV a jejich vliv především na rotační stabilitu kolenního kloubu (3, 7, 8, 12, 16, 18, 22, 25, 27, 28). Hlavním důvodem, proč je rekonstrukce PZV realizována, je znovunastolení fyziologické kinematiky kolenního kloubu. Femorální úpon PZV je poté nejdůležitějším místem ligamenta, který je za správnou kinematiku kloubu zodpovědný. Jeho pozice je přesně definována (6, 14, 17). Existuje řada kostních prominencí, které definují správnou anatomickou pozici femorálního úponu PZV (5, 16, 23, 29). Biomechanické studie popisují kinematiku kloubu po různých typech náhrady PZV (1, 2, 4, 9, 10, 11, 13, 15, 19, 20, 21, 24, 26, 32). Jednou z možných metod rekonstrukce PZV je tzv. centrální anatomická jednosvazková náhrada (CASB). Kadaverózní studie popisují obnovení předozadní (APT) a rotační (IR, ER) stability kolenního kloubu touto technikou ve stejné míře jako u rekonstrukce dvojsvazkové (DB) (27). Důvodem provedení naší studie bylo ozřejmění následujících hypotéz:

- Centrální anatomická jednosvazková náhrada PZV ovlivňuje rotační pohyby tibie vůči femuru stejně jako dvojsvazková rekonstrukce.
- Centrální anatomická jednosvazková náhrada PZV ovlivňuje předozadní translaci tibie vůči femuru stejně jako dvojsvazková rekonstrukce.

MATERIÁL A METODIKA

U čtyřiceti pacientů byla studována kinematika kolenního kloubu po centrální anatomické jednosvazkové náhradě PZV (CASB) v porovnání s náhradou dvojsvazkovou (DB). Bylo operováno 22 mužů/18 žen, 19 pravých/21 levých kolen ve věku 31,3 let v průměru (17–42 let). Všichni tito pacienti podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie a byli operováni do 6 týdnů od úrazu. Dvacet pacientů prodělalo náhradu PZV centrální anatomickou jednosvazkovou technikou z hamstringu, dvacet pacientů podstoupilo dvojsvazkovou náhradu PZV. Výběr pacientů do jednotlivých skupin byl proveden za pomoci permutační blokované randomizace počítačového softwaru Random Number Generator Software 7.0. Vstupní kritéria pro zařazení pacientů do studie byla velice striktní, a to pouze poranění PZV, ev. s nevýznamným poraněním menisků s možností ošetření parciální menisektomií. Všichni pacienti s poraněním ostatních tkání tvořící kolenní kloub, jako zlomeniny kostí, posterolaterální nestabilita, poranění postranních vazů atd. byli ze studie vyloučeni. Také parciální ruptury PZV potvrzené peroperačně do studie zahrnuté nebyly. Tito pacienti pak byli léčeni buď konzervativně imobilizací s postupnou rehabilitací, nebo augmentací jednoho svazku PZV.

V časném pooperačním období nebyla zjištěna žádná vážnější komplikace. Všichni pacienti byli propuštěni do domácího léčení v průměru 6,2 dní po operaci (4–9 dní) a poté prodělali standartní rehabilitační režim po náhradě PZV.

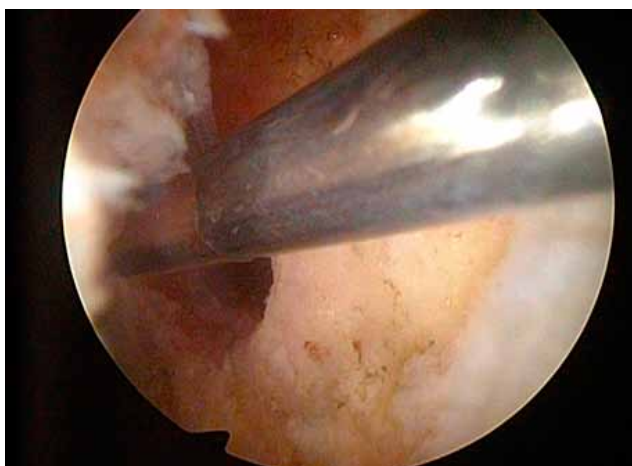
OPERAČNÍ TECHNIKA

Po uvedení pacienta do celkové anestezie byl femur fixován do kovového držáku. Ze standardních portů byla provedena artroskopie a bylo tak potvrzeno podezření na poranění PZV či menisků suspikovaných na MR. Poté byl odebrán šlachový štěp z hamstringů. Kožní incize byla vedena v délce v průměru 5 cm na anteromedialní části proximální tibie těsně nad horním okrajem pes anserinus. Šlachy *m. gracilis* nebo *m. semitendinosus* byly identifikovány, separovány od ostatních měkkých tkání retraktory a šlacha *m. semitendinosus* byla odloučena od jejího úponu na tibií stripperem. Šlacha pro jednosvazkovou plastiku PZV byla zbavena svaloviny, třikrát přeložena, a tím byl získán štěp o délce 9 cm v průměru a 9 mm šíře průměru. Štěpy pro dvojsvazkovou náhradu byly odebrány ze šlachy *m. semitendinosus* pro AM svazek a ze šlachy *m. gracilis* pro PL svazek. V tomto druhém případě měl štěp pro AM svazek rozměr 9 cm x 8 mm a pro PL svazek pak 8 cm x 6 mm. Oba konce štěpu byly obsity v délce 3 cm na femorálním konci a 2,5 cm na tibiálním konci za pomoci časově dlouho-vstřebatelného šicího materiálu Polysorb 2 (Covidien, Mansfield, USA).

Důležitým bodem bylo přesné umístění kostního kanálu ve femuru. Během anatomické jednosvazkové rekonstrukce byl cílen femorální kostní kanál 8 mm široký z anteromedialního portu na mediální plochu laterálního kondylu femuru. Pozice tohoto bodu byla ozřejmena po důkladném očištění mediálního povrchu laterálního kondylu femuru od měkkých tkání za pomoci kalibrovaného artroskopického háčku. V 90° flexi v kolenním kloubu byla měřena horizontální distance mediální plochy laterálního kondylu femuru 2 mm nad chrupavkou ve střední části s přičtením poloviny průměru zamýšleného kostního kanálu. Přesná pozice anatomického středu femorálního úponu PZV byla dána souřadnicemi dle studie Forsythe a kol. (6), a to ve 43% vzdálenosti od zadního okraje mediální plochy laterálního kondylu femuru. Tato pozice byla kontrolována kalibrovaným artroskopickým háčkem z AL portu a kamerou zavedenou do AM portu. (obr. 1). Tibiální kostní tunel byl lokalizován do původního footprintu PZV.

Pro dvojsvazkovou náhradu byl navrtán kostní frézou o průměru 8 mm kostní kanál (také z anteromedialního portu) pro AM svazek PZV ihned za laterální bifurkační hranu mediální plochy laterálního kondylu femuru (6, 31). Tibiální kostní tunel velikosti 8 mm byl umístěn pro AM svazek 14 mm v průměru ventrálně od úponu ZZV lehce mediálně v úhlu 55° ke kloubní ploše tibie. Femorální úpon PL svazku byl cílen mezi laterální bifurkační hranu a laterální interkondylickou hranu dle anatomických parametrů úponů jednotlivých svazků PZV na femur (6, 31). Kostní tunel pro PL svazek byl vrtán ve velikosti 6 mm. Tibiální kostní kanál PL svazku byl vrtán v průměru 7 mm od ZZV lehce laterálně a v úhlu 45° ke kloubní ploše tibie. Štěpy byly fixovány v kostních kanálech za pomoci interferenčních šroubů.

Dále byl zaveden bikortikální šroub pro pasivní sondu navigačního systému perkutánně 10 cm nad horní okraj pately do stehenní kosti a druhý šroub 15 cm pod distální



Obr.1. Artrokopický pohled na kalibrovaný háček zavedený AL portem. Tento nástroj dovoluje přesně určit anatomickou pozici femorálního úponu štěpy předního zkříženého vazy.



Obr.2. Kovová bota připevněná na nohu pacienta sloužící k provedení rotačních pohybů v kolenním kloubu při měření jeho stability.

pól pately do holenní kosti. Byly připevněny pasivní markery pro navigační systém OrthoPilot (Aesculap, Tuttlingen, Germany), který nám dovoluje přesně určit pozici kostních kanálů během rekonstrukce PZV a nebo změřit stabilitu kolenního kloubu v APT či rotacích. Počítačový systém snímá za pomoci kamery registrující infračervené záření odražené z pasivních sond relativní pozici těchto markerů a vypočítává tak s odchylkou 1 mm či 1 stupně pohyb femuru vůči tibii v kolenním kloubu.

Po sběru dat pro navigaci, které jsou definovány přesnou pozicí *tuberositas tibiae*, přední kortikalis tibie, mediální a laterální konec tibiálního platu a také pasivním pohybem v kolenním kloubu z plné extenze do 90° flexe, byly zavedeny štěpy do femorálního kostního kanálu a zde fixovány interferenčními šrouby.

Pro vytvoření APT stále stejnou silou 133 N byl využit artrometr KT-1000 (Med Metronic, San Diego, California) ve sterilním obale připevněný na končetinu sterilními pásky. Všechna vyšetření kolenního kloubu byla provedena ve 30° flexi, která byla kontrolována na obrazovce navigačního systému.

Pro vytvoření rotace v kolenním kloubu konstantní silou byla připevněna na nohu pacienta kovová bota za pomoci plastových sterilních pásek. Tato konstrukce umožňovala vytvoření 100° dorzální flexe v hlezenním kloubu vůči podélné ose tibie, a tím byla eliminována nechtěná rotace v hlezenním kloubu (obr. 2). Koncová část rolimetru (Aesculap, Tuttlingen, Germany) byla připevněna do zdírek na platně kovové boty v prodloužení podélné osy tibie a rotační pohyb v kolenním kloubu byl proveden silou 2,5 Nm.

V dalším kroku byla studována stabilita kolenního kloubu. Nejprve byla provedena APT pro PZV-deficitní kloub a výchylka zobrazená navigačním systémem byla zaznamenána do tabulky. Toto bylo provedeno třikrát atestovaným ortopedem. Poté byla provedena vnitřní rotace (IR) a vnější rotace (ER) v kolenním kloubu za pomoci rolimetru. Průměrné hodnoty byly zaznamenány do tabulek.

Následně byl tonizován AM svazek v tibii silou 85 N ve 45° flexi v kolenním kloubu. PL svazek byl upevněn v 10° flexi za využití stejné síly. Při jednosvazkové ná-

hradě PZV byl štěp tonizován silou 85 N ve 30° flexi. Po fixaci jednoho svazku při dvojsvazkové náhradě byla provedena stejná měření jako u PZV-deficitního kolenního kloubu pro analýzu předozadní translace a obou rotačních pohybů. Po dokončení fixace obou svazků u DB náhrady či jednoho svazku u CASB byla měření provedena naposledy.

Pooperační radiologická kontrola

Pooperačně bylo provedeno 3D CT pro kontrolu správné pozice femorálního úponu PZV. Pouze pozice kostního kanálu se středem ve 45% ($\pm 5\%$) vzdálenosti od zadní hrany mediální plochy laterálního kondylu femuru byla brána jako relevantní pro studii.

Statistická analýza

Všechna data byla statisticky vyhodnocena v programu STATISTICA 9.0 (StatSoft, Prague, Czech Republic), kde byl použit neparametrický párový Wilcoxonův t-test pro srovnání stability kloubu v jednotlivých směrech pro PZV-deficitní kolenní kloub, po rekonstrukci CASB a DB. Metoda variační analýzy (jednofaktorová ANOVA) byla využita pro zjištění difference stability kloubu mezi jednotlivými skupinami. Hladina významnosti byla stanovena $p < 0,05$.

VÝSLEDKY

Vnitřní rotace

Dvojsvazková rekonstrukce PZV ovlivňuje vnitřně-rotační stabilitu (IR) v kolenním kloubu více než centrální anatomická jednosvazková rekonstrukce na statistické hladině významnosti $p < 0,05$ ($p = 0,0019$). Při PZV-deficitním kolenním kloubu byla naměřena průměrná výchylka 18,8° (12–26, SO 2,9), po CASB rekonstrukci se stabilita kloubu snížila na 13,7° (10–19, SO 2,6) a po DB rekonstrukci PZV na 10,4° (7–15, SO 2,1) (tab. 1).

Zevní rotace

Statistické vyhodnocení absolutních hodnot pro DB a CASB prokázalo statisticky významný rozdíl

v ovlivnění ER (tab. 2). DB technika stabilizuje kolenní kloub v ER více než CASB ($p = 0,0018$).

Předozadní translace

Předozadní stabilita kolenního kloubu je statisticky významně větší po dvojsvazkové náhradě než po CASB ($p = 0,0001$). Tabulka 3 prezentuje průměrné hodnoty se statistickými rozdíly pro výše uvedené hodnoty APT ve 30° flexi v kolenním kloubu.

DISKUSE

Hlavní myšlenkou této práce bylo zjistit vliv jednotlivých technik náhrady PZV na předozadní a rotační stabilitu kolenního kloubu. Mezi ortopedy je obecně akceptována myšlenka větší rotační stability kolenního kloubu po dvojsvazkové rekonstrukci PZV než po jednosvazkové (30). Tato hypotéza je také potvrzena v experimentálních (4) i klinických studiích (10, 30).

Výsledek studie vytvořené Songem a kol. poukazuje na zvýšení celkové rotační stability kolenního kloubu po DB rekonstrukci se statisticky významným rozdílem (26). Tento výzkum byl podobný našemu při zkoumání vlivu DB a izometrické jednosvazkové (SB) náhradě na rotační stabilitu kolenního kloubu. U PZV-intaktního kolena byla celková rotační stabilita kloubu vyhodnocena na 33,1°, po DB náhradě pak 23,3°. Před SB rekonstrukcí byla rotační instabilita kolena v průměru 35,1°, po rekonstrukci pouze 29,5°. Všechna měření byla provedena rukou operátora a data popisují celkovou rotaci v kolenním kloubu. Stejní autoři také popsali změnu APT po DB rekonstrukci.

Ne mnoho biomechanických studií se zabývá myšlenkou stability kolenního kloubu po centrální anatomické jednosvazkové náhradě PZV. Ho a kol. prezentovali studii, ve které zkoumali kinematiku 8 párů kolenních kloubů u kadaverů při PZV-intaktním kloubu, PZV-deficitním kloubu po přerušení PZV, po anatomické jednosvazkové náhradě PZV a po dvojsvazkové náhradě PZV. Pro vytvoření APT využili sílu 133 N, pro rotaci 10 Nm. Jako výsledek popsali fakt, že centrální anatomická jednosvazková plastika předního zkrříženého vazy a DB rekonstrukce restauruje fyziologickou kinematiku v kolenním kloubu ve 30° flexi (9).

Podobný výzkum provedli také Bedi a kol. (2). Tito autoři využili počítačovou navigační techniku ke studování kinematiky kolenního kloubu po ASB a DB náhradě u kadaverózních preparátů. Jako výsledek však uvedli, že není žádná statisticky významná diference při využití obou typů náhrad PZV, ale DB rekonstrukce restauruje pivot shift manévru ve větší míře než CASB technika. Nevýhodou obou těchto studií je skutečnost, že byly provedeny v in vitro podmínkách na kadaverrech.

Proto byly žádány klinické výzkumy. Araki a kol. v jejich biomechanické studii porovnávali stabilitu kolenního kloubu v předozadní translaci a při pivot shift manévru po anatomické jednosvazkové (ASB) a anatomické dvojsvazkové náhradě PZV u 20 pacientů (1). Pro měření deviací využili elektromagnetické zařízení.

Tab. 1. Hodnoty vnitřní rotace IR (°) po jednosvazkové centrální anatomické rekonstrukci PZV (CASB), po dvojsvazkové náhradě PZV (DB) a při PZV-deficitním kolenním kloubu

Typ náhrady PZV	IR (°)	p value
PZV-deficitní kloub	18,8 (12–26, SO 2,9)	
DB	10,4 (7–15, SO 2,1)	0,0019
CASB	13,7 (10–19, SO 2,6)	

Tab. 2. Hodnoty vnější rotace ER (°) po jednosvazkové centrální anatomické rekonstrukci PZV (CASB), po dvojsvazkové náhradě PZV (DB) a při PZV-deficitním kolenním kloubu

Typ náhrady PZV	ER (°)	p value
PZV-deficitní kloub	17,9 (10–24, SO 3,4)	
DB	10,8 (8–15, SO 2,8)	0,0018
CASB	14,5 (11–19, SO 2,5)	

Tab. 3. Hodnoty předozadní translace APT (mm) po jednosvazkové centrální anatomické rekonstrukci PZV (CASB), po dvojsvazkové náhradě PZV (DB) a při PZV-deficitním kolenním kloubu

Typ náhrady PZV	APT (mm)	p value
PZV-deficitní kloub	18,5 (10–31, SO 3,8)	
DB	6,1 (3–13, SO 2,1)	0,0001
CASB	10,2 (7–17, SO 2,7)	

Poté popsali absenci statisticky významného rozdílu v APT měřeného KT artrometrem mezi ASB a DB rekonstrukcí. Při porovnání jednotlivých typů náhrad v korelaci s kontralaterální zdravou stranou byla nalezena rozdílnost mezi zdravým kolenním kloubem a ASB rekonstrukcí, zatímco stabilita kolenního kloubu po DB náhradě PZV byla stejná.

Zeman a kol. v r. 2014 provedli studii kinematiky kolenního kloubu po CASB a DB technice jeden rok od operace (30). Pro zhodnocení APT byl využit přístroj Genourob, analýza rotační stability byla provedena za pomoci pivot shift testu. Jako výsledek byla uvedena větší stabilita kolenního kloubu po dvojsvazkové náhradě PZV v porovnání s CASB technikou.

Za pozitivum naší studie může být brán fakt, že využití kovové boty s rolimetrem a KT-1000 artrometru, je důležité pro zajištění stále stejné síly deviace v kolenním kloubu. Ve většině výše zmiňovaných studií byla deviace v kolenním kloubu tvořena rukou operátora. Objektivně můžeme říci, že každý člověk je na konci operačního zákroku psychicky i fyzicky unavený a je proto přirozené, že síla pro zajištění deviace, ať v rotačním či AP rozměru, nemůže být konstantní.

ZÁVĚR

Všechna zjištěná data potvrzují skutečnost, že CASB technika rekonstrukce PZV nekontroluje rotační pohyb v kolenním kloubu ve stejné míře jako technika DB na statistické hladině významnosti (hypotéza (a) byla vyvrácena). Také APT stabilitu kolenního kloubu ovlivňuje DB technika více než CASB se statisticky významným rozdílem (hypotéza (b) byla vyvrácena).

Literatura

1. ARAKI, D., KURODA, R., KUBO, S., FUJITA, N., TEI, K., NIHIMOTO, K.: A prospective randomised study of anatomical single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: quantitative evaluation using an electromagnetic measurement system. *Int. Orthop.*, 35: 439–446, 2011.
2. BEDI, A., MUSAHL, V., O'LOUGHLIN, P., MAAK, T., CITAK, M., DIXON, P.: A Comparison of the Effect of Central Anatomical Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Pivot-Shift Kinematics. *Am. J. Sports Med.*, 38: 1788–1794, 2010.
3. COLOMBET, P., ROBINSON, J., CHRISTEL, P.: Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy*, 22: 984–992, 2006.
4. COLOMBET, P., ROBINSON, J., KRISTEL, O., FRANCE-SCHI, JP., DJIAN, P.: Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Current orthopaedic practice.*, 454: 59–65, 2007.
5. FERRETTI, M., EKDAHL, M., SHEN, W., FU, FH.: Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy.*, 23: 1218–1225, 2007.
6. FORSYTHE, B., KOPF, S., WONG, AK., MARTINS, CAQ., ANDERST, W., TASHMAN, S.: The Location of Femoral and Tibial Tunnels in Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction Analyzed by Three-Dimensional Computed Tomography Models. *J. Bone Jt Surg.*, 92-A:1418–1426, 2010.
7. GIRGIS, FG., MARSHALL, JL., AL MONAJEM, ARS.: The cruciate ligaments of the knee joint-anatomical, functional and experimental analysis. *Clin. Orthop.*, 106: 216–231, 1975.
8. HART, R., KUČERA, B., SAFI, A.: Hamstring versus quadriceps tendon graft in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 296–303, 2010.
9. HO, J. Y., GARDINER, A., SHAH, V.: Equal kinematics between central anatomic single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Arthroscopy.*, 25: 464–472, 2009.
10. HOFBAUER, M., VALENTIN, P., POLSKY, R., OSTERMANN, RC., GRAF, A., FAGL, M.: Rotational and translational laxity after computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 18: 1201–1207, 2010.
11. ISHOBASHI, Y., TSUDA, E., FUKUDA, A., TSUKADA, H., TOH, S.: Intraoperative biomechanical evaluation of anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using a navigation system: comparison of hamstring tendon and bone-patellar tendon-bone graft. *Am. J. Sports Med.*, 36: 1903–1912, 2008.
12. KAYA, A., KARADAG, D., GUCLU, B., UCAR, F., BENLI, IT.: Evaluation of the two bundles of the anterior cruciate ligament with 1.5 tesla magnetic resonance imaging. *Acta Orthop. Traumatol. Turc.*, 44: 54–62, 2010.
13. KARLSSON, J., IRRGANG, JJ., VAN ECK, CF., SAMUELSSON, K., MEJIA, HA., FU, FH.: Anatomic single- and double anterior cruciate ligament reconstruction, Part 2 : Clinical application of surgical technique. *Am. J. Sports Med.*, 39: 2016–2026, 2011.
14. KOPF, S., MUSAHL, V., TASHMAN, S., SZCZODRY, M., SHEN, W., FU, FH.: A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 17: 213–219, 2009.
15. LORBACH, O., PAPE, D., MAAS, S., ZERBE, T., BUSH, L., KOHN, D.: Influence of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament on external and internal tibiofemoral rotation. *Am. J. Sports Med.*, 38: 721–727, 2010.
16. LORENZ, S., ELSER, F., MITTERER, M., OBST, T., IMHOFF, AB.: Radiologic evaluation of the insertion sites of the 2 functional bundles of the anterior cruciate ligament using 3-dimensional computed tomography. *Am. J. Sports Med.*, 37: 2368–2376, 2009.
17. MARTINS, C. A. Q., KROPF, E. J., SHEN, W., VAN ECK, C. F., FU, FH.: The concept of anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Oper. Tech. Sports Med.*, 16: 104–115, 2008.
18. MOMMERSTEEGI, T. J. A., POLOOS, J. G. M., BLANKEVOORTI, L., KAUER, J. M. G., HUISKES, R., ROELING, F. Q. C.: The fibre bundle anatomy of human cruciate ligaments. *J. Anat.*, 187: 461–471, 1995.
19. MONACO, E., FERRETTI, A., LABIANCA, L., MAESTRI, B., SPETANZA, A., KELLY, MJ.: Navigated knee kinematics after cutting of the ACL and its secondary restraint. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 20: 870–877, 2012.
20. MONACO, E., LABIANCA, L., DE CARLI, A., CONTEDEUCA, F., VADALA, A., FERRETTI, A.: Effect of double bundle ACL reconstruction on tibial internal rotation: an „in vivo“ caos study. *J. Bone Jt Surg.*, 91-B: 84–85, 2009.
21. MUSAHL, V., VOOS, J. E., O'LOUGHLIN, P. F., CHOI, D., STUEBER, V., KENDOFF, D.: Comparing stability of different single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction techniques: a cadaveric study using navigation. *Arthroscopy.*, 26:41–48, 2010.
22. PETERSEN, W., ZANTOP, T.: Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 454: 35–47, 2007.
23. PURNELL, M. L., LARSON, A. I., CLANCY, W.: Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography. *Am. J. Sports Med.*, 36: 2083–2090, 2008.
24. ROBINSON, J., CARRAT, L., GRANDI, C., COLOMBET, P.: Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am. J. Sports Med.*, 35: 2006–2013, 2007.
25. SHEN, W., FORSHYTE, B., MC NEILINGHAM, S., HONKAMP, N., FU, F. H.: Application of the anatomic double-bundle reconstruction concept to revision and augmentation anterior cruciate ligament surgeries. *J. Bone Jt Surg.*, 90-A, (Suppl.4): 20–34, 2008.
26. SONG, E. K., OH, L. S., GILL, T. J., LI, G., GADIKOTA, H. R., SEON, J. K.: Prospective comparative study of anterior cruciate ligament reconstruction using the double-bundle and single-bundle techniques. *Am. J. Sports Med.*, 37: 1705–1711, 2009.
27. STECKEL, H., FU, F. H., BAUMS, M. H., KLINGER, H. M.: Arthroscopic evaluation of the ACL double bundle structure. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 17: 782–785, 2009.
28. ZANTOP, T., PETERSEN, W., SEKIYA, JK., MUSAHL, V., FU, FH.: Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 14: 982–992, 2006.
29. ZANTOP, T., ULLMANN, M., FU, F. H., PETERSEN, W.: Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction anatomic and radiographic findings. *Am. J. Sports Med.*, 36: 65–72, 2008.
30. ZEMAN P., KOUDELA K. ML., KASL J., NEPRAŠ P., ZEMAN J., MATĚJKA, J.: Anatomická rekonstrukce LCA double- versus single-bundle technikou - zhodnocení krátkodobých klinických výsledků prospektivní randomizované studie. *Acta Chir. ortop. Traum. čech.*, 81: 40–50, 2014.
31. ZEMAN, P., NEPRAŠ, P., MATĚJKA, J., KOUDELA, K. ML.: Anatomická rekonstrukce předního zkříženého vazů double bundle technikou - možnosti cílení femorálních kanálů. *Acta Chir. ortop. Traum. čech.*, 79: 41–47, 2012.
32. WOO, S. L. Y., WU, C. H., DEDE, O., VERCILLO, F., NOORANI, S.: Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Orthop. Surg. Res.*, 1: 2, 2006.

Korespondující autor:

MUDr. Martin Komzák

Nemocnice Znojmo

Ortopedicko-traumatologické odd.

MUDr. Jana Janského 11

669 02 Znojmo

E-mail: m.komzak@seznam.cz

Publikace č. 4:

Komzak, M. Rotační stabilita kolenního kloubu u sportovců po augmentaci předního zkříženého vazy z m.gracilis -- biomechanická studie 2 roky po operaci. *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca*, 2018; 27(1): 26-37.

Rotační stabilita kolenního kloubu u sportovců po augmentaci předního zkříženého vazy z m.gracilis – biomechanická studie 2 roky po operaci

Martin Komzák^{1,2}

¹ Ortopedicko-traumatologické oddělení Nemocnice Znojmo

² Ambulance sportovní medicíny a tělovýchovného lékařství Znojmo

Klíčová slova: přední zkřížený vaz, rotační stabilita, augmentace předního zkříženého vazy (posterolaterální svazek)

Key words: ACL, two years rotational stability, augmentation of the ACL (posterolateral bundle)

Abstrakt:

Úvod:

Cílem této prospektivní studie bylo zjistit objektivně rotační stabilitu kolenního kloubu po augmentaci předního zkříženého vazy (PZV) kolenního kloubu za pomoci štěpu z m.gracilis 2 roky po operaci.

Metodika:

Do studie bylo zařazeno 20 mladých sportovně aktivních pacientů po augmentaci PZV štěpem z m.gracilis při poranění posterolaterálního (PL) svazku. Tibiální i femorální kostní kanál byl cílen do anatomického úponu PL svazku. Doba vyšetření byla v průměru 28 měsíců po operaci (min. 24 měsíců). Všechna měření byla realizována za pomoci počítačového systému navigace a byla prováděna pro zdravé i operované koleno. Po určení potřebných dat pro navigaci zůstal pacient stát v pozici s oběma nohama plantou pevně na podložce s intermaleolární distancí 20cm. Poté provedl pacient 30st. flexi v kolenních kloubech a provedl nejprve rotaci vnitřní v kloubu torzí trupu, poté rotaci vnější. Hodnocena byla i subjektivní spokojenost s operovaným kolenem za pomoci ortopedických dotazníků.

Výsledky:

Vnitřní rotace v kolenním kloubu byla u poraněného kolena v průměru po operaci 7,7st, u zdravého kolena 9,5st. Zevní rotace dosahovala hodnoty u operovaného kolena po operaci 8,3st. a 9,2st. u zdravého kolena. Subjektivní hodnocení obou kolenních kloubů 2 roky po operaci neprokazuje statisticky významný rozdíl.

Závěr:

Naměřené hodnoty poukazují na fakt, že augmentace PZV za pomoci štěpu m.gracilis poskytuje dobrou rotační stabilitu v porovnání s kontralaterálním zdravým kolenním kloubem. Subjektivně vykazuje operovaný kolenní kloub stejnou funkci jako kolenní kloub neoperovaný.

Klíčová slova:

Přední zkřížený vaz, Rotační stabilita, Augmentace předního zkříženého vazů (posterolaterální svazek)

Abstract:

Purpose:

The objective of this study was to evaluate knee rotational stability at least 2 years after augmentation of the anterior cruciate ligament (ACL) with using of musculus gracilis graft.

Methods:

There were 20 patients after the tear of posterolateral (PL) bundle of the ACL reconstructed by m.gracilis grafting. The mean follow-up was 28 months. For all measurements, the navigation system OrthoPilot was used, the operated and the healthy knee joints were analysed. Measurement started with the patient in the standing position in neutral rotation. Then, the patient achieved in 30° knee flexion under weight-bearing maximal external trunk

rotation and returned to the neutral position. The same measurement was done for the internal trunk rotation. All measurements were repeated 3 times for each knee joint. The orthopaedics scoring systems were analysed too.

Results:

After the augmentation of the ACL, IR was 7,7° and ER was 8,3°. In the contralateral healthy knee joint, IR was 9,5° and ER was 9,2°. The analyse of the orthopaedic scores were in the same extend for both knee joints.

Conclusions:

The augmentation of the PL bundle of the ACL restores the rotational stability of the knee joint without any significant difference in comparison to the contralateral healthy knee ($p > 0.05$). The function of the knee joint is similar with the contralateral healthy knee too.

Key words:

ACL, Two Years Rotational Stability, Augmentation of the ACL (posterolateral bundle)

Úvod

Zatímco histologická a anatomická struktura předního zříženého vazů (PZV) je známa do detailů, kinematika zdravého a poraněného kolenního kloubu po rekonstrukci předního zkříženého vazů je stále tématem ortopedů a sportovních traumatologů (1,2,3). Existuje řada studií popisujících stabilitu kloubu po náhradě PZV různými technikami (4,5,6,7). Jedná se však většinou o studie analyzující stabilitu kolenního kloubu v průběhu operace či při rekonstrukci PZV kadaverózních preparátů. Studie analyzující rotační stabilitu kolenního kloubu s časovým odstupem od operace jsou však technicky náročné pro objektivizování rotační výchylky v kolenním kloubu.

Základním pohybem kolena je flexe-extenze. V extenzi, která je základním postavením kolenního kloubu, jsou napnuty postranní vazy a vazy v dorsální části kloubu. Femur, menisky a tibie navzájem naléhají („uzamknuté koleno“). Při flexi dochází nejprve k tzv.

počáteční rotaci, kdy tibie rotuje vnitřně a je spojena s flexí do 5 stupňů (8). Při této vnitřní rotaci tibie se vnější kondyl posouvá vpřed a mediálně, vnitřní kondyl vzad a laterálně. Mediální kondyl femuru se tak dostává do kontaktu s předním rohem mediálního menisku a laterální kondyl femuru se zadním rohem laterálního kondylu femuru (9). Touto rotací se uvolní PZV - „odemknutí kolena“. Poté následuje pohyb valivý, který probíhá v meniskofemorálních spojích po počáteční rotaci; femur se valí po plochách tvořených tibií a menisky. Ke konci ohybu v kolenním kloubu dochází k tzv. posuvnému pohybu, kdy menisky mění tvar a posunují se s tibií dorzálně (10). Při doskocích, chůzi a jiných silových momentech působících na kolenní kloub je důležitá funkce okolních svalů (mediální a laterální hamstringy, musculus quadriceps femoris, musculus gastrocnemius) pro stabilizaci kloubu a jeho zapojení do kinematického řetězce celé dolní končetiny (přidružená rotace v kyčelním, ev. hlezenním kloubu) (11,12).

Pro aktivně sportující pacienty je stabilita kolena jedním ze základních článků pro zachování adekvátní výkonnosti (13). Při poranění PZV však dochází k oslabení stability rotační, a to i po částečném poranění tohoto statického stabilizátoru kolenního kloubu (14). K parciální ruptuře PZV dochází v 7-27% izolovaných poranění PZV (13,15), z toho u 50% případů dochází později k následné totální ruptuře (16,17). Pokud aktivní sportovec pociťuje tento dyskomfort a konzervativní terapie selhává, je možné provést tzv. augmentaci zachovalého svazku PZV (anteromediální porce-AM, posterolaterální porce PL).

Cílem této prospektivní studie bylo objektivizovat rotační stabilitu kolenního kloubu po augmentaci AM svazku náhradou PL svazku za pomoci štěpu z musculus gracilis dva roky po operaci a porovnat funkci poraněného kolena se zdravým kontralaterálním kolenním kloubem pacienta.

Materiál a Metodika

Do této prospektivní studie bylo zařazeno 20 aktivně sportujících mladých pacientů se symptomatickou rupturou PL svazku PZV zjištěnou na MRI ihned po úraze (12 mužů/8 žen ve věku 17-38 let, 9 pravých/11 levých kolen). Všichni tito pacienti podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie. Po dobu 3 týdnů od úrazu byla končetina odlehčována chůzí o francouzských holích, byla provedena imobilizace rigidní ortézou. Od počínajícího 4. týdne byla zahájena aktivní rehabilitace se zaměřením na posílení svaloviny DKK, obnovení

rozsahu pohybu v kloubu a propriocepce. Operace byla provedena minimálně 3 měsíce po úraze po zklidnění kolenního kloubu poškozeného primárním úrazem. Většina pacientů však byla operována po 5 měsících od úrazu při pocitech nestability v kloubu po normalizaci sportovních aktivit. Vstupní kritérium pro zařazení pacientů do studie bylo velice striktní, a to pouze izolované poranění posterolaterální porce PZV. Všichni pacienti s poraněním ostatních struktur operovaného nebo kontralaterálního kolenního kloubu v minulosti byli ze studie vyloučeni. Definitivní zařazení však bylo učiněno až dle peroperačního artroskopického nálezu.

Operační technika

Po uvedení pacienta do celkové anestezie byla provedena artroskopie kolenního kloubu ze standardních portů a bylo tak potvrzeno podezření na poranění PL porce PZV na MRI (obr.1). Poté byl odebrán šlachový štěp z m.gracilis. Kožní incize byla vedena v délce v průměru 3-5 cm na anteromediální části proximální tibie těsně nad horním okrajem pes anserinus. Šlacha m.gracilis byla identifikována a následně byla odtáta od jejího úponu na tibií. Stripperem byla šlacha izolována od svalového břicha, dále byla zbavena svaloviny, třikrát přeložena a tím byl získán štěp o délce 8 cm a průměru 6 mm. Oba konce štěpu byly obšity v délce 3 cm pro femorální konec a 2,5 cm pro tibiální konec za pomoci dlouho-vstřebatelného šicího material (obr.2).

Následně byl proveden debridement kloubu a zacílení femorálního úponu PL svazku mezi laterální bifurkační hranu a laterální interkondylickou hranu dle anatomických parametrů úponu jednotlivých svazků PZV na femur. Kostní tunel pro PL svazek byl vrtán o průměru 7 mm. Tibiální kostní kanál PL svazku též o průměru byl pak vrtán ve vzdálenosti 7 mm od zadního zkříženého vazů ventrálně a lehce laterálně v úhlu 45° ke kloubní ploše tibie. Štěp z m.gracilis byl zaveden do femorálního kostního kanálu a zde fixován interferenčním vstřebatelným šroubem. Následně byl tonizován PL svazek v tibií za pomoci tonometru silou 85 N v 10°-15° flexi v kolenním kloubu a fixován v kosti holenní také interferenčním šroubem (obr.3) (18). Do kolenního kloubu byl zaveden Redonův drén, porty a odběrové místo byly zašity po vrstvách a rány byly ovázány elastickým obinadlem.

V časném pooperačním období nebyla zjištěna žádná vážnější komplikace. Všichni pacienti byli propuštěni do domácího léčení v průměru 4,7 dny po operaci (rozpětí; 3-7 dní) a poté prodělali standardní rehabilitační režim jako po náhradě PZV.

Měřicí systém

Všichni sledovaní pacienti vyplnili dotazníky pro subjektivní hodnocení spokojenosti s náhradou PZV a funkcí kloubu v průměru ve 28. měsíci od operačního výkonu, tj. při vyšetření stability kolenního kloubu. Součástí každého dotazníku bylo skóre Cincinnati (19), Lysholm (20,21,22) a IKDC (23) hodnotící funkci kolenního kloubu po ligamentózním poranění s následnou bolestivostí, otoky, podklesáváním kloubu a nestabilitou kloubu.

Pro zhodnocení výchyly v kolenním kloubu byl využit počítačový navigační systém OrthoPilot (Aesculap, Tuttlingen, Germany) (obr.4). Všechna měření se prováděla na operované a na zdravé, v minulosti neporaněné, dolní končetině pacienta. Pasivní sondy navigačního systému byly připevněny cca do poloviny délky bérce, resp. stehna, za pomoci pásků (obr.5). Pacient zaujal vzpřímenou pozici ve stoje s nohama vzdálenými 20 cm od sebe v neutrální rotaci v kolenních kloubech. Obě končetiny byly fixovány k podložce a pacient byl vyzván k provedení 20°-30° ohnutí v koleni, což bylo kontrolováno na obrazovce počítačového systému (obr.6). Následně pacient provedl aktivně maximální vnější rotaci ve studovaném kloubu bez očního kontaktu s obrazovkou navigace k objektivitě měření. Pak byl pacient navrácen do výchozí neutrální pozice a následně provedl maximální vnitřní rotaci.

Po celou dobu vyšetření byl pacient instruován tak, aby nedocházelo k posunu nohy po podložce, čímž byl eliminován efekt možné rotace v hlezenním kloubu (obr.7,8). Rotace v kolenním a kyčelním kloubu byla provedena do maxima bez posunu nohy od podložky. Umístění sond kolem kolenního kloubu také eliminovalo rotační pohyb v kyčelním kloubu na minimum. Všechna měření byla pro operovaný i zdravý kloub provedena třikrát.

Statistická analýza:

Data byla statisticky hodnocena v programu STATISTICA 9.0 (StatSoft, Prague, Czech Republic). Pro porovnání stability kolenního kloubu mezi operovaným a neoperovaným kolenním kloubem byl využit neparametrický t-test. Stejný statistický test byl pak použit pro vyhodnocení absolutních hodnot jednotlivých skórovacích systémů (Cincinnati, Lysholm,

IKDC) ve 24 měsících po operaci. Statistická hladina významnosti byla stanovena na $p < 0,05$.

Výsledky

A) Stabilita kolenního kloubu dva roky po náhradě PL svazku PZV

Po izolované náhradě posterolaterální porce předního zkříženého vazy byla průměrná deviace při vnitřní rotaci operovaného kolenního kloubu (IR) $7,7^\circ$ a při vnější rotaci (ER) $8,3^\circ$. Kontralaterální zdravý kolenní kloub vykazoval průměrnou výchylku vnitřní rotace $9,5^\circ$ a vnější rotace $9,2^\circ$ (tab.1). V porovnání obou skupin nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi oběma klouby pro IR i ER ($p = 0,283$ pro IR, resp. $p = 0,348$ pro ER).

B) Subjektivní hodnocení výsledku operace pacientem

Cincinnati skóre

Tento dotazník vypovídá o funkčním stavu kolenního kloubu pacienta v odpovědích na osm otázek. Minimální hodnota skóre při maximálních obtížích je 6, maximální hodnota při zcela bezproblémovém pooperačním stavu je 100 bodů. Z absolutních hodnot v období sledování po celých 24 měsících od operace je zřejmé, že u obou sledovaných typů kolenních kloubů je funkce kloubu shodná (tab.2).

Lysholm a IKDC skóre

Lysholm a IKDC skórovací systémy zohledňují subjektivní hodnocení funkce operovaného kolenního kloubu pacientem. Lysholm skóre je sestaveno z 8 dotazů, IKDC z 10 dotazů. V porovnání se Cincinnati skórovacím systémem je IKDC doplněn o určitý časový interval k vyplnění dotazníku, konkrétně 4 týdny do minulosti. Výrazné rozdíly však otázky nevykazují. Minimální hodnota pro Lysholmovo skóre je 0 bodů, maximální spokojenost pacienta je hodnocena 100 body. IKDC dotazník je pak skóre transformované. Minimální počet bodů 18 charakterizuje nejnižší úroveň funkce kloubu či nejvyšší míru klinických symptomů. 87 bodů je pak odvozeno od maximální funkce kloubu či od minimálních potíží pacienta. Celkové skóre se získá výpočtem ze vzorce:

$$\text{IKDC skóre} = [(\text{absolutní hodnota skóre} - \text{nejnižší možné skóre}) / \text{rozsah skóre}] \times 100.$$

Výsledné hodnoty pro IKDC (tab.3) i Lysholmovo (tab.4) skóre mají stejný charakter změn jako hodnoty dotazníku Cincinnati. V době 24 měsíců od operace vykazuje funkce kolenního kloubu po plastice PL svazku PZV stejný funkční charakter, jako koleno druhostranné, zdravé.

Diskuze

Stabilita kolenního kloubu je založena na anatomickém uspořádání a inzerci jednotlivých porcí PZV - anteromediální a posterolaterální. Názvy jednotlivých svazků jsou odvozeny od jejich úponů na tibií. Střed tibiálního úponu PZV leží v průměru 7 mm před přední částí zadního zkříženého vazů. Jeho laterální okraj se nachází na spojnici přímky vedené z úponu předního rohu laterálního menisku směrem do interkondylického prostoru, jeho mediální okraj na hraně mediální interkondylické eminence tibie (24). Úpon jednotlivých svazků PZV je v této lokalitě velmi variabilní - od podélné orientace, přes šikmou až po příčnou (25). Pro přesné umístění AM a PL svazku nám může posloužit tzv. „over-the-back ridge“ (26). Jedná se o kostní hranu na tibií, kterou lze také artroskopicky detekovat. Zadní část tibiálního úponu PL svazku leží 6,2 mm před touto kostní hranou; dorzální partie AM porce je pak lokalizována 18 mm ventrálně od této kostní prominence (26).

Femorální úpon anteromediální porce PZV se upíná při 90° ohnutí v kolenním kloubu více dorsálně na mediální straně laterálního kondylu femuru za tzv. „laterální bifurkační hranou“ (lateral bifurcate ridge) a pod tzv. „laterální interkondylární hranou“ (lateral intercondylar ridge“), které můžeme při artroskopii identifikovat (27,28). Femorální úpon posterolaterální porce je umístěn před „laterální bifurkační hranou“ a pod „laterální interkondylární hranou“. V plné extenzi jsou oba svazky při artroskopickém pohledu zepředu orientovány vertikálně a

jsou umístěny vedle sebe. Se zvyšující se flexí v kolenním kloubu se oba posouvají do pozice horizontální a AM svazek zepředu kříží svazek PL (29,30).

Vliv jednotlivých svazků PZV na stabilitu kolenního kloubu při pohybu z plné extenze do maximální flexe s výše uvedeným také souvisí. Zatímco v natažení kloubu je AM svazek relaxován a při pohybu z 0° do 30° flexe se zkracuje, PL svazek je v tomto rozsahu plně tonizován a je zodpovědný za stabilitu kloubu. Od 30° flexe se role obou svazků mění, tzn., že AM svazek se od 30° flexe napíná, zatímco PL svazek se uvolňuje (31,32).

Z výše uvedeného, a dle dostupných biomechanických studií, je zřejmé, že pacienti s izolovanou rupturou PL porce PZV mají pocit nejistoty a nestability kolena při aktivitě vyžadující rotaci v kloubu při ohnutí pouze do 0-20st. (u pacientů s poraněním AM porce je dominantní spíše předozadní nestabilita při flexi 70-90st.) (14,15,33,34). Proto poranění PL svazku omezuje sportovní aktivitu především při rotacích, a to při rotacích vnitřních. Vnější rotace v kolenním kloubu není pro hodnocení funkce PZV až tolik významná. Tento fakt potvrdili i autoři tuzemské práce Zeman a kol. v roce 2013, kteří sledovali stabilitu kolenního kloubu po parciálním poranění jednotlivých porcí PZV vzhledem k rotační a předozadní stabilitě kloubu (35). Pro vyšetření kolenního kloubu u sportovců je pak důležité odlišení těchto potíží a zvolení správné techniky ošetření. Magnetická rezonance je velmi přínosné vyšetření, ale je třeba zkušeného radiologa k vyloučení falešně negativního nebo pozitivního hodnocení (14). Poranění PL porce je poté mnohem častější než poranění AM svazku PZV (dle Fu a kol. 62% poranění PL porce, 38% AM porce) (36).

Dále je nutno podotknout, že vyšetření rotační stability kolenního kloubu je technicky náročné a objektivizování případné nestability prakticky nemožné. Klinické vyšetření tzv. „pivot shift“ testem, kdy při 90° flexi v kyčelním i kolenním kloubu se provádí vnitřní rotace v tibií a zároveň se vytváří valgózní násilí na tibií při převodu kolenního kloubu z flexe do extenze, a kdy dojde při insuficienci PZV ve flexi 40° k náhlému posunu tibie směrem dorzálním (což se projeví typickým zvukovým fenoménem, kdy je posun tibie zapříčiněn tahem tractus illiotibialis směrem dorzálním, tj. změnou jeho extenzorové funkce na funkci flexorovou), je ovlivněno subjektivní chybou vyšetřujícího.

Hoshino a kol. využili k objektivnímu sledování rotační stability kolena dynamické rtg paprsky, které tvořily radiografický obraz kolenního kloubu během pomalého běhu pacienta na nakloněné rovině (37). Využití rtg paprsků v dynamickém pojetí je jedna z možností, jak objektivně demonstrovat rotační instabilitu kloubu. Tato metoda měření je však stále ve

vývoji. Jinou možností je pak využití počítačové navigace. Ho a kolektiv prezentovali studii provedenou na kadaverózních preparátech, kdy sledovali rotační stabilitu kolena při PZV-intaktním kloubu, PZV-deficitním kolenním kloubu, po jedno a po dvousvazkové náhradě PZV (38). Počítačová technika vedla i ke snaze o posouzení stability kloubu při porovnání rotační stability kolenního kloubu po různých typech náhrady PZV. [Tsarouhas](#) a kol. porovnávali rotační stabilitu kolenního kloubu u dvou skupin pacientů: 10 pacientů po double-bundle a 12 pacientů po single-bundle náhradě PZV (39).

V návaznosti na tato měření byla provedena celá řada studií zabývajících se klinickým nálezem kolenního kloubu pacientů po operaci ve vztahu např. k využití typu štěpu pro rekonstrukci PZV (40) nebo vlivu jednotlivých typů náhrad PZV na funkci kolenního kloubu (41). Celkově lze říci, že námi využitá skóre jsou stále metodou volby v celosvětovém sledování pooperačních stavů kolenního kloubu (42). V naší studii tak byla zjištěna srovnatelná funkce kolenního kloubu operovaného s funkcí druhostranného kolena pacientů a subjektivně pozitivní hodnocení výsledků operace.

Výhody ponechání jednoho svazku PZV a provedení náhrady pouze poraněné porce jsou zřejmé. Ponechaná intaktní porce vazů mechanicky podporuje část nahrazenou, slouží jako „lešení“ pro revaskularizaci štěpu a jsou takto ponechány určité mechanoreceptory sloužící k propriocepci a dosažení lepšího klinického výsledku (43). Ponechaná část PZV usnadňuje přesné zacílení nových kanálů během operace (33). Pooperační komplikace jsou minimální (44). V našem souboru hodnocených pacientů jsme pozorovali pouze opakované výpotky jednoho pacienta pro chronickou synovitidu, která byla však přítomna již před výkonem. Časné pooperační komplikace nebo selhání štěpu během sledování pacientů nebyly zachyceny.

Slabou stránkou této studie zůstává možnost posunu měkkých tkání se sondou vůči kosti při měření pohybu ve studovaném kolenním kloubu pacienta. Dle sdělení některých autorů je tato skutečnost těžko ovlivnitelná (45). V námi zvolených místech (tj. v polovině vzdálenosti délky bérce a stehna) by měl být tento pohyb nejmenší a stejný pro obě vyšetřované strany (46). Další slabinou studie je fakt přidružené rotace v kyčelním kloubu při fixaci distální části dolní končetiny k podložce. Této chyby lze předejít pouze pevnou fixací stehenní kosti a tím vyloučení nadměrného rotačního pohybu v kyčelním kloubu, což je prakticky nemožné. Počítačový software však identifikuje výchylku při pohybu pouze mezi oběma sondami upevněnými na končetinu vyšetřovaného a proto je zapojení rotačního pohybu při tomto

vyšetření zanedbatelné.

Jako výhodu lze uvést využití přesné počítačové techniky ke stanovení minimální výchylky při pohybu tibie vůči femuru v zátěži končetiny. Hodnocení rotační stability kolenního kloubu v dynamickém zatížení s časovým odstupem od operace je technicky náročný a špatně objektivizovaný výkon, který však metodika využitá v této studii usnadňuje.

Závěr:

Naměřené hodnoty poukazují na fakt, že augmentace PZV za pomoci štěpu m.gracilis poskytuje dobrou rotační stabilitu, v absolutních číslech i stabilitu větší, v porovnání s kontralaterálním zdravým kolenním kloubem. Subjektivně vykazuje operovaný kolenní kloub stejnou funkci jako kolenní kloub neoperovaný. Proto, při symptomatické parciální ruptuře předního zkříženého vazů u sportovně aktivních jedinců, je možné tento typ operačního výkonu navrhnout jako jednu z možností léčby doplňující snahu k návratu na úroveň sportovní výkonnosti blížící se předúrazovému stavu.

Seznam literatury:

- 1) Colombet P, Robinson J, Christel P et al. Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy*. 2006;22(9):984–992.
- 2) Lorenz S, Elser F, Mitterer M, Obst T, Imhoff A.B. Radiologic evaluation of the insertion sites of the 2 functional bundle of the anterior cruciate ligament using 3-dimensional computed tomography. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009;37(12):2368-2376.
- 3) Purnell ML, Larson AI, Clancy W. Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography. *Am J Sports Med*. 2008;36(11):2083-2090.
- 4) Song EK, Oh LS, Gill TJ, Li G, Gadikota HR, Seon JK. Prospective comparative study of anterior ligament reconstruction using the double-bundle and single bundle technique. *Am J Sports Med*. 2009;37:1705-1711.
- 5) Ho JY, Gardiner A, Shah V. Equal Kinematics Between Central Anatomic Single-Bundle and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *Arthroscopy*. 2009; 25(5):464-472.
- 6) Hofbauer M, Valentin P, Polsky R, Ostermann RC, Graf A, Figl M, et al. Rotational and translational laxity after computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol. Arthrosc*. 2010;18:1201-1207.

- 7) Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, Maak T, Citak M, Dixon P et al. A Comparison of the Effect of Central Anatomical Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Pivot-Shift Kinematics. *Am J Sports Med.* 2010;38(9):1788-1794.
- 8) Rozkydal Z, Chaloupka R. *Vyšetřovací metody v ortopedii.* Brno: LFMU; 2001.
- 9) Bartoníček J, Heřt J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu.* Praha: Maxdorf; 2004.
- 10) Dungal P. *Ortopedie.* Praha: Grada Publishing; 2001.
- 11) Mayer M, Smékal D. Měkké struktury kolenho kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství,* 2004; 3:111-117.
- 12) Dylevský I. *Speciální kineziologie.* Praha: Garda Publishing; 2009.
- 13) Buda R, Ferruzzi A, Vannini F, Zambeli L, Di Caprio F. Augmentation technique with semitendinosus and gracilis tendons in chronic partial lesions of the ACL: clinical and arthrometric analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14:1101-1107.
- 14) Borbon C, Mouzopoulos G, Siebold R. Why perform an ACL augmentation? *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscop.* 2012; 20:245-251.
- 15) Colombet P, Dejour D, Panisset JC, Siebold R. Current concept of partial anterior cruciate ligament ruptures. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2010; 96(8):109-118.
- 16) Lorenz S, Imhoff AB. Reconstruction of partial anterior ligamnet tears. *Oper. Orthop. Traumatol.* 2014; 26:56-62.
- 17) Noyes FR, Barber SD, Mooar LA. A rationale for assessing sports activity levels and limitations in knee disorders. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;246:238-249.

- 18) Hart R, Kučera B, Safi A. Hamstring versus quadriceps tendon graft in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čech* 2010;77:296-303.
- 19) Bentley G, Biant LC, Carrington RW, Akmal M, Goldberg A, Williams AM, Skinner JA, Pringle J. A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mosaicplasty for osteochondral defects in the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2003; 85(2):223-230.
- 20) Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sport Med.* 1982;10:150-154.
- 21) Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;9(198):43-49.
- 22) Mitsou A, Vallianatos P, Piskopakis N, Maheras S. Anterior cruciate ligament reconstruction by over-the-top repair combined with popliteus tendon plasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72(3):398-404.
- 23) Hefti F, Drobny T, Hackenbush W et al. Evaluation of knee ligament injuries: the OAK and IKDC forms. *The knee and the cruciate ligament.* Berlin, Heidelberg, Newark: Springer; 1990.
- 24) Morgan CD, Kalman VR, Grawl PAC. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1995;11:275-288.
- 25) Kopf S, Musahl V, Tashman S, Szczodry M, Shen W, Fu FH. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17:213–219.
- 26) McGuire DA, Hendricks SD, Sanders HM. The relationship between anterior cruciate ligament reconstruction tibial tunnel location and anterior aspect of the posterior cruciate ligament insertion. *Arthroscopy.* 1997;13:465-473.

- 27) Forsythe B, Kopf S, Wong AK, Martins CAQ, Anderst W, Tashman S et al. The Location of Femoral and Tibial Tunnels in Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction Analyzed by Three-Dimensional Computed Tomography Models. *J Bone Joint Surg Am.* 2010; 92:1418-1426.
- 28) Martins C.A.Q., Kropf E.J., Shen W., van Eck C.F., Fu F.H. The Concept of Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Oper Tech Sports Med.* 2008;16:104-115.
- 29) Dargel J, Gotter M, Mader K, Pennig D, Koebke J, Schmidt-Wiethoff R. Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction. *Strategies trauma limb reconstr.* 2007;2(1):1-12.
- 30) Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, et al. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscop.* 2006;14(10):982-992.
- 31) Woo SLY, Wu Ch, Dede O, Vercillo F, Noorani S. Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orth Surg and Res.* 2006;1:2.
- 32) Odesten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surf Am.* 1985;67:257-262.
- 33) Siebold R, Fu FH. Assessment and augmentation of symptomatic anteromedial or posterolateral bundle tears of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy.* 2008; 24:1289-1298.
- 34) Sonnery-Cottet B, Barth J, Graveleau N, Fournier Y, Hager JP, Chambat P. Arthroscopic identification of isolated tear of the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy.* 2000; 25:728-732.
- 35) Zeman P, Cibulková J, Nepraš P, Koudela K. Jr., Matějka J. Zhodnocení klinických nálezů u pacientů s artroskopicky prokázanou symptomatickou rupturou předního zkříženého vazů. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čech.* 2013; 80:53-59.

- 36) Fu FH, Cohen SB. Current concept in ACL reconstruction. New York, SLACK Incorporated. 2008.
- 37) Hoshino Y, FU FH, Irrgang JJ, Tashman S. Can Joint Contact Dynamics Be Restored by Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? *Clin Orthop Relat Res.* 2013;427:2924-2931.
- 38) Ho JY. Equal Kinematics Between Central Anatomic Single-Bundle and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *Arthroscopy.* 2009; [25\(5\)](#):464-72.
- 39) Tsarouhas A, Iosifidis M, Kotzamitelos D, Spyropoulos G, Tsatalas T, Giakas G. Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of knee rotational stability after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2010;26(7):885-893.
- 40) Biau DJ, Tournoux C, Katsahian S et al. ACL reconstruction. A meta-analysis for functional scores. *Clin. Orthop.* 2007;458:180-187.
- 41) Song EK, Oh LS, Gill TJ, Li G, Gadikota HR, Seon JK. Prospective comparative study of anterior ligament reconstruction using the double-bundle and single bundle technique. *Am J Sports Med.* 2009;37:1705-1711.
- 42) Briggs K, Lysholm J, Tegner Y, Rodkey WG, Kocher MS, Steadman JR. The Reliability, Validity, and Responsiveness of the Lysholm Score and Tegner Activity Scale for Anterior Cruciate Ligament Injuries of the Knee 25 Years Later. *Am J Sports Med.* 2009;37(5):890-897.

- 43) Zeman P, Sadovský P, Koudela K Jr., Matějka T, Zeman J, Matějka J. Augmentace předního zkříženého vazů u pacientů se symptomatickou izolovanou rupturou anteromedální nebo posterolaterální porce: zhodnocení dvouletých klinických výsledků. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čech.* 2015; 82:296-302.
- 44) Sonnery-Cottet B, Lavoie F, Ogassawara R, Scussiato RG, Kidder JF, Chambat P. Selective anteromedial bundle reconstruction in partial ACL tears: series of 36 patients with mean 24 months follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010; 18:47-51.
- 45) Almquist PO, Ekdahl Ch, Isberg PE, Fridén T. Measurements of knee rotation-reliability of an external device in vivo. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011; 12: 291.
- 46) Chouteau J. Knee rotational laxity and proprioceptive function 2 years after partial ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012; 20(4):762-6.

Tabulky:

	IR	ER
Zdravé koleno (°)	9,5 (6°-13°, SD 1,7°)	9,2 (4°-13°, SD 1,9°)
Operované koleno (°)	7,7 (4°-14°, SD 1,9°)	8,3 (5°-12°, SD 2,1°)
P value	0,283	0,348

Tab.1 - Absolutní hodnoty deviace vnitřní rotace (IR) a vnější rotace (ER) ve stupních (°)

Cincinnati	Zdravé koleno	Operované koleno
24 měsíců	89,5 (54-100;SD 14,4)	87,6 (54-100;SD 15,3)
P value	0,296	

Tab.2 - Absolutní hodnoty skóre Cincinnati dotazníku vyplněného pacienty ve 28. měsíci po operaci.

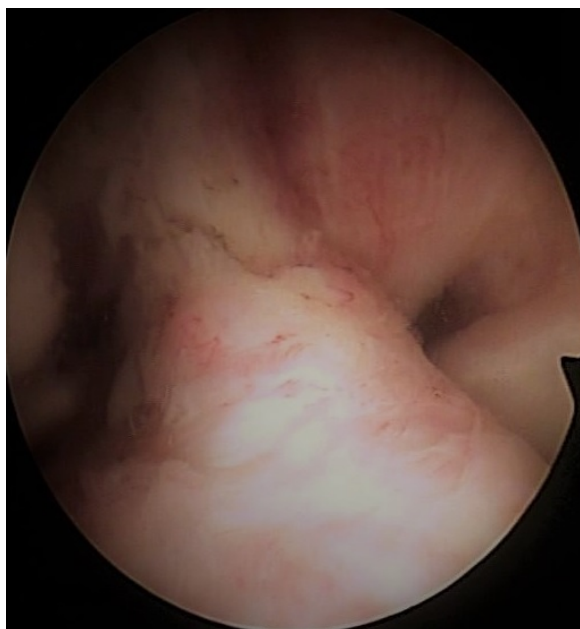
IKDC	Zdravé koleno	Operované koleno
24 měsíců	75,3 (56,3-87,0;SD 11,8)	72,8 (35,6-80,0;SD 12,6)
P value	0,405	

Tab.3 - Absolutní hodnoty skóre IKDC dotazníku vyplněného pacienty ve 28. měsíci po operaci.

Lysholm	Zdravé koleno	Operované koleno
24 měsíců	89,7 (54-100;SD 13,5)	90,8 (64-100;SD 12,2)
P value	0,408	

Tab.4 - Absolutní hodnoty skóre Lysholm dotazníku vyplněného pacienty ve 28. měsíci po operaci.

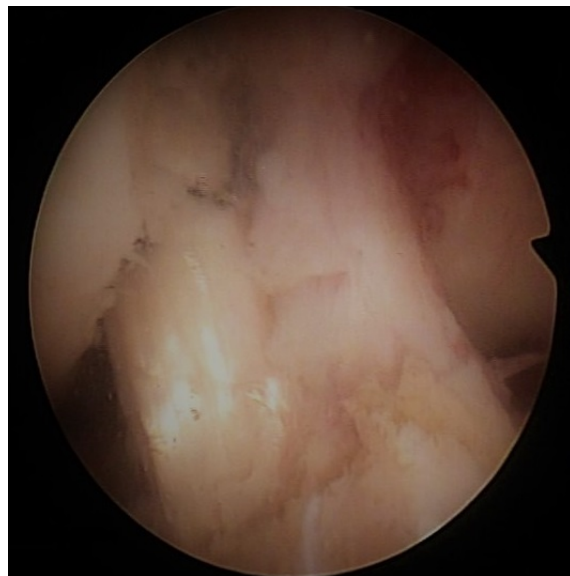
Obrázky:



Obr. 1: Artroskopický pohled na samotný anteromediální svazek PZV.



Obr. 2: Upravený štěp pro náhradu posterolaterálního svazku PZV z musculus gracilis.



Obr. 3: Artroskopický pohled na nahrazenou posterolaterální porci PZV z musculus gracilis.



Obr. 4: Navigační systém OrthoPilot využitý pro analýzu rotační stability kloubu.



Obr. 5: Umístění pasivních sond pro navigaci v oblasti kolenního kloubu pacienta.



Obr. 6: Provedení 20-30st. flexe v kolenním kloubu.



Obr. 7: Provedení vnější rotace v kolenním kloubu. Tibie zůstává fixována k podložce, distální femur rotuje navnitř a dochází tak k mechanismu, při němž zůstává tibia rotována **zevně vůči femuru.**



Obr. 8: Provedení vnitřní rotace v kolenním kloubu. Tibie zůstává opět fixována k podložce, distální femur rotuje zevně a dochází tak k mechanismu, při němž zůstává tibia rotována **vnitřně** vůči femuru.

Publikace č. 5:

Komzak, M., Hart, R., Feranec, M., Smid, P., & Kocova, R. (2018). In vivo knee rotational stability 2 years after double-bundle and anatomic single-bundle ACL reconstruction. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 44(1), 105–111. 1,781

In vivo knee rotational stability 2 years after double-bundle and anatomic single-bundle ACL reconstruction

M. Komzák , R. Hart, M. Feranec, P. Šmíd & R. Kocová

European Journal of Trauma and Emergency Surgery **44**, 105–111(2018) | [Cite this article](#)

307 Accesses | 3 Citations | [Metrics](#)

Purpose

The objective of this study was to evaluate knee rotational stability at least 2 years after anatomic single-bundle anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction (SB) and double-bundle ACL reconstruction (DB) in comparison with the contralateral healthy knee joint. The Cincinnati, Lysholm and IKDC scores were analysed too.

Methods

There were 40 patients in both group, the mean follow-up was 27 months. For all measurements, the navigation system OrthoPilot was used. Measurement started with the patient in the standing position in neutral rotation. Then, the patient achieved in 30° knee flexion under weight-bearing maximal external trunk rotation and returned to the neutral position. The same measurement was done for the internal trunk rotation. For the anterior-posterior stability, KT-1000 arthrometer was used. All measurements were repeated 3 times for each knee joint.

Results

After the DB reconstruction, the mean external rotation of the tibia (ER) was 8.2° and the internal rotation (IR) was 10.2°. In the contralateral healthy knee joint, ER was 8.5° (p=0.597) and IR was 12.1° (p=0.064).

After the SB reconstruction, ER was 9.4° and IR was 13.1°. In the contralateral healthy knee joint, ER was 7.7° (p=0.066) and IR was 9.8° (p=0.005).

Anterior-posterior translation were in the same extend for both groups.

Conclusions

The DB reconstruction of the ACL restores the rotational stability of the knee joint without any significant difference in comparison to the contralateral healthy knee (p>0.05). The main finding of this study is that the internal rotational stability of the knee joint after the anatomic SB technique is not sufficient.

Introduction

While there is a common understanding of the histological and anatomical structure of the anterior cruciate ligament (ACL), the question of the biomechanical function of its parts (anteromedial-AM and posterolateral-PL bundle) still represents a significant challenge for orthopaedic surgeons and medical researches [1-7]. The main goal of the reconstruction of the ACL is the restoration of the anterior-posterior and rotational stability of the tibia in relation to the femur. The position of the femoral attachment of the ACL is more important for the kinematics after the ACL reconstruction. The position of the femoral foot print is well known [8-11]. They are several osseous landmarks, which define its anatomic position [12-14]. The biomechanics studies describe the kinematics of the knee joint after various types of the ACL reconstruction [15-18]. One of trends is the anatomic single-bundle (ASB) reconstruction. A cadaveric study describes that ASB reconstruction restores the rotational stability of the knee in the same extent as the double-bundle (DB) technique [15]. Other investigation describe that the DB reconstruction restores the rotational stability more than SB technique [19]. But, there is the absence of studies discussing the kinematics of the knee joint several years after the

reconstruction or the rotational and anterior-posterior stability in weight-bearing condition in comparison with the contralateral healthy knee joint.

The objective of this study was to evaluate knee rotational and anterior-posterior stability at least 2 years after the ASB ACL reconstruction and the DB ACL reconstruction in comparison with the contralateral healthy knee joint. The Cincinnati, Lysholm and IKDC scores were analysed during 24 months after the operation.

Materials and Methods

Between July 2011 and September 2012, 40 patients (40 knee joints) underwent the ACL reconstruction (23 men/17 women; 22 right/18 left knees) made by one senior surgeon (RH). The average age of the patients was 27.5 years (range; 17 – 42 years) (Tab. 1,2). All of them signed an informed consent on being included in prospective research. 20 patients had their ACL replaced by ASB technique using hamstring tendons, 20 patients had the DB reconstruction. The selection of patients for individual methods of the ACL replacement was done randomly using the permuted block randomization by Random Number Generator Software 7.0. Demographic statistic parameters of both groups were similar.

The inclusion criteria were very strict. Only isolated complete ACL lesions were included. All other patients with associated injuries of other structures as ligaments or meniscal lesions were excluded. The partially torn ACLs confirmed by arthroscopy were excluded, too. After the operation, the patients completed the Cincinnati, Lysholm and IKDC orthopaedics scores in 3th, 6th, 12th and 24th months.

Operative technique

After introduction of the patient into the general anaesthesia, the femur was fixed using a standard tight metal holder. The diagnostic arthroscopy from the anteromedial (AM) and anterolateral (AL) portals was performed to confirm the isolated total rupture of the ACL as diagnosed before with MRI. For the patients where the relevant diagnosis was confirmed, the grafts were harvested. The skin incision of 5cm in length was performed on the anteromedial aspect of the proximal tibia over the pes anserinus. The hamstring tendons were identified,

separated and the semitendinosus tendon was harvested by a stripper. A graft for the ASB replacement was folded three times to make it 8 cm long and 8 mm wide. Grafts for double-bundle replacement were prepared from the semitendinosus tendon for the AM bundle and from the gracilis tendon for the PL bundle. In these cases, the graft was adjusted to match the size of 8 cm length and 8 mm width for the AM bundle and 8 cm length and 6 mm width for the PL bundle. Both grafts were folded three times. Edges of the each bundle graft were whipstitched at 2.5 cm distance on the femoral and tibial ends using a long-term absorbable material.

During the CASB reconstruction, the 8mm femoral tunnel was drilled into the medial surface of the lateral condyle of the femur. The central anatomic position of the femoral attachment of the graft was determined by a calibrated arthroscopic hook. At 90° of knee flexion, the horizontal distance of the medial bone surface of the lateral condyle of the femur was measured. The tunnel was determined at lower 1/3 portion of the lateral intercondylar notch wall. The precise position of the femoral attachment was determined on the basis of the coordinate established by the Forsythe et al. [9] in the 43% of the distance from the most posterior part of the medial surface of the lateral condyle of the femur. This position was controlled by the arthroscopic camera situated in the AM portal. The tibial tunnel was drilled to the centre of the original footprint of the ACL. After the surgery, the position of the femoral tunnel was controlled by a CT scan and incorrectly placed cases were excluded from the study.

For the DB replacement, the 8 mm femoral bone tunnel for the AM bundle was located behind the lateral bifurcate ridge on the medial side of lateral femoral condyle. The 8 mm tibial bone tunnel for the AM bundle was located 14 mm in front of the PCL attachment slightly medially, as it was drilled in 55° angle from anteromedial side of the proximal tibia. The femoral attachment of the PL bundle was drilled between the lateral bifurcate ridge and the lateral intercondyle ridge. This tunnel was 6 mm wide. The tibial bone tunnel for the PL bundle was located 7 mm in front of PCL attachment slightly laterally, and drilled at 45° from medial side of the proximal tibia. All grafts in both groups were tonised using the tonometer set to 85 N and fixed with interference screws. No complications were found after the operation.

Experimental system

The optical computer navigation system OrthoPilot (Aesculap, Tuttlingen, Germany) was used to evaluate stability at the follow-up control. All measurements were taken on both the reconstructed and healthy knee. Tripods composed of 3 passives markers were fixed to the thigh and leg with stripes (Fig.1). Measurement started with the patient in the standing position with both feet separated by 20 cm in neutral rotation (Fig. 2a). Then, the patient was asked to achieve 30° knee flexion (the investigator controled the accuracy of the flexion on the screen of the computer). Afterwards, she/he performed under weight-bearing a maximal external trunk rotation (with the concomittant internal rotation of the tibia in the knee joint) and then returned to the neutral position (Fig. 2b). The same measurement was done for the internal trunk rotation (external rotation in the knee) (Fig. 2c). All measurements were repeated 3 times for each knee joint (operated and healthy). The deviation of the rotational movement was detected on the screen of the navigation. The anterior-posterior translation was analysed in the semi-sitting position with the arthrometer KT-1000 (Med Metronic, San Diego, California) in the 30° flexed knee joint.

Statistical analysis

All data were statistically treated by STATISTICA 9.0 software. The description of the deviation of movement in degrees included mean, standard deviation and range for continuous variables. For determination of the statistically significant differences between the mean values, the non-parametric Wilcoxon test was used. The P value < 0.05 was considered statistically significant.

Source of funding

There were no financial resources used for this research.

Results

Stability of the knee joint

The mean follow-up was 27 months (range; 24 to 33 months). All patients finished the rehabilitation program during the first year after the reconstruction of the ACL.

After the double-bundle (DB) reconstruction of the ACL, the mean external rotation of the tibia (ER) was 8.2° (range; 5-11.6, SD=1.7) and the internal rotation (IR) was 10.2° (range; 5.3-15.3, SD=2.4). In the contralateral healthy knee joint, ER was 8.5° (range; 3.6-14.0, SD=2.3) and IR was 12.1° (range; 7-19.6, SD=3.6). We did not find any statistically significant difference for the rotational laxity (external and internal rotation of the tibia after the DB reconstructions of the ACL in comparison to the contralateral healthy knee joints ($p > 0,05$). The absolute values of the repeated measurements are in the Tab. 1.

After the anatomic single-bundle (ASB) reconstruction, ER was 9.4° (range; 5-16, SD=3.1) and IR was 13.1° (range; 7-22.6, SD=4.1). In the contralateral healthy knee joint, ER was 7.7° (range; 4-11.3, SD=2.1) and IR was 9,8° (range; 6-16, SD=2.6). After the SB reconstruction, we found statistically significant difference in internal rotational stability between reconstructed and healthy knees ($p < 0,05$). External rotational stability was lower than in the contralaterally healthy knee joints, but without the statistically significant difference (Tab.1).

After the DB reconstruction of the ACL, the average value of tibia AP movement related to femur was 9,1 mm (min. 6 mm, max. 13 mm, SD 2,3), for the healthy knee was 7,7 mm (min. 6 mm, max. 12 mm, SD 0,9). There were no statistically relevant difference into the both groups (Tab.2). For the ASB, the absolute data show no difference for the reconstructed and health group too ($p = 0,285$), too (Tab.2).

Scoring systems

The scoring systems show the increasing of the absolute values 2 years after the surgery (Fig.3,4,5). There is no statistical differences between ASB and DB group for Cincinnati and IKDC scoring system, but for the Lysholm scoring system 24 months after the surgery, we confirmed the statistical differences between these groups (tab.3,4,5).

Discussion

The rotational kinematics of the knee joint is still controversial after the reconstruction of the ACL. There are several studies demonstrating the higher efficiency of the DB reconstruction of the ACL in the restoration of the rotational movement, in comparison to the standard single-bundle (SB) technique. This hypothesis has been confirmed in experimental conditions and in vivo [15-18].

Ho et al. [15] have presented in vitro study where they describe the improvement in the rotational stability of the knee joint while using a navigation system. The authors evaluated the kinematics for 8 pairs of cadaveric knees in an ACL-intact condition, ACL-deficient condition after the cutting of the ACL, after the ASB reconstruction and after the DB reconstruction. The internal and external rotational stability was evaluated. They have concluded that the ASB ACL reconstruction and the DB technique can restore normal kinematics at the 30 degrees of the knee flexion. A very similar research was made by Bedi et al. [16]. They used the computer navigation system for recording the kinematic changes after the ASB and DB reconstruction of the ACL in the cadaveric knee. As the results, they describe that the DB reconstruction of the ACL restores a pivot-shift maneuver in the more extent than the ASB technique.

In vivo study, Hofbauer et al. proved greater stability in the internal rotation of the knee joint after the DB reconstruction relatively to results of the SB reconstruction of the ACL [17]. The result of the study published by Song et al. shows the improvement of the combinatory rotational movement after the DB reconstruction with statistical difference [18]. They measured the biomechanics of the knee joint after the SB and DB reconstructions of the ACL. In the ACL intact knee, the combinatory rotational instability was 33.1°, after the DB reconstruction 23.3°. Before the SB reconstruction, the rotational movement was 35.1°, after the reconstruction 29.5°. But, these studies evaluate the kinematics of the knee joint perioperatively as we also demonstrated [21].

There are only a few studies which evaluate objectively the rotational kinematics of the knee joint 2 and more years after the reconstruction of the ACL. Gobbi et al. [22] demonstrate in their study no difference in the rotational laxity between the SB and DB reconstruction 3

years after the operation. They examined 60 patients divided into two groups. In the first group, they were 30 patients after SB reconstruction of the ACL; in the second group, 30 patients were after DB reconstruction. But they performed the rotational stability investigation only by clinical examination by the pivot-shift test. They did not find any difference between two techniques of the reconstruction.

Similar results are published by Hoshino et al. in 2012 [23]. They used a dynamic stereo x-rays to performs radiographic images during the downhill treadmill running in comparison with the contralateral knee joint. In the comparison with Gobbi's study, they used the technic device for determinate the difference in the axial rotation of the tibia after the SB and DB reconstructions of the ACL. In conclusion, they described a statistically significant difference between both techniques. They studied the rotational laxity (internal tibial stability) after the reconstruction of the ACL by these two techniques in comparison to the contralaterally healthy knee joint as in our research. But, in difference to our study, they conclude that neither DB nor SB technique restores the rotational laxity of the knee joint as it is in the healthy knee. The absolute values were very similar to our research in the healthy knee, the IR was $7,7^\circ$ in average.

The using of the dynamic x-rays is one of possibilities how to demonstrate the rotational instability. The other option is to use using of the navigation system to evaluate the kinematics of the knee joint in weight-bearing condition in comparison with the contralateral healthy knee joint. But, this technique is still in the beginning and the clinical further research is demanded. The using of the navigation system to evaluate the laxity of the knee joint was described by Chouteau et al. [20]. They used the navigation for control the laxity of the knee joint after the partial reconstruction of the ACL in comparison to the contralaterally healthy knee joint.

There is not relevant study engaged in the objective analysis of the anterior-posterior stability of the knee joint after ASB and DB technique 2 years after the surgery. Hoshino et al. [23] compared the anterior-posterior stability after the standard single-bundle and double-bundle 2 years after the surgery. They concluded that there is the statistical relevant difference with the contralaterally health knee joint for both groups.

Kondo et al. made the similar study to our research [24]. They compared the APT after the DB and ASB reconstruction of the ACL in the cadavers. They concluded the same AP instability after the both techniques of the reconstruction. But, they did not compared the stability of the knee joint with the contralaterally knee joint.

The function of the knee joint is the subject very wide. They are several studies analysed the function of the knee joint after various type of the reconstruction of the ACL [25]. But, we can predict that according to our knowledge there is not similar research which compared the function of the knee joint after ASB and DB reconstruction of the ACL.

The advantage of the presented study is the using of the precise device to evaluate the stability of the knee joint after the ACL reconstruction in the weight-bearing condition and in comparison to the contralateral healthy knee joint. The 2 years follow-up and the normal quality of life of all patients are also the positives, because we can demonstrated the kinematics of the knee joint in the standard conditions during the normal weight bearing.

The data shows that the DB reconstruction of the ACL restores the rotational stability of the knee joint without any statistically significant difference in comparison to the contralateral healthy knee ($p > 0.05$). The anterior-posterior stability of the knee joint is restored in the same extend as the contralaterally knee joint for the DB and ASB reconstruction of the ACL. The main finding of this study is that the internal rotational stability of the knee joint after the anatomic ASB technique is not sufficient.

Compliance with Ethical Requirements:

This study was approved by Local Ethics Committee.

References:

- 1.) Mommersteegi TJA. The fibre bundle anatomy of human cruciate ligaments. *J Anat.* 1995; 187:461-71.
- 2.) Girgis FG. The cruciate ligaments of the knee joint-anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical Orthopaedics.* 1975; 106:216-31.
- 3.) Kaya A. Evaluation of the two bundles of the anterior cruciate ligament with 1.5 tesla magnetic resonance imaging. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2010; 44(1):54-62.
- 4.) Lorenz S. Radiologic evaluation of the insertion sites of the 2 functional bundles of the anterior cruciate ligament using 3-dimensional computed tomography. *The American Journal of Sports Medicine.* 2009; 37(12):2368-76.
- 5.) Colombet P. Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study. *Arthroscopy.* 2006; 22(9):984-92.
- 6.) Hart R. Hamstring versus quadriceps tendon graft in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta chir ort et traum Českoslovaca.* 2010; 77:296-303.
- 7.) Petersen W. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res .* 2010; 454:35-47.
- 8.) Steckel H.. Arthroscopic evaluation of the ACL double bundle structure. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009; 17(7):782-85.
- 9.) Forsythe B. The Location of Femoral and Tibial Tunnels in Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction Analyzed by Three-Dimensional Computed Tomography Models. *J Bone Joint Surg Am.* 2010; 92:1418-26.

10.) Martins C.A.Q. The Concept of Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Oper Tech Sports Med. 2008; 16:104-15.

11.) Kopf S. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009; 17:213–19.

12.) Zantop T. Tunnel positioning of anteromedial and posterolateral bundles in anatomic anterior cruciate ligament reconstruction anatomic and radiographic findings. Am J Sports Med. 2008; 36(1):65-72.

13.) Ferretti M. Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. Arthroscopy. 2007; 23(11):1218-25.

14.) Purnell ML. Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography. Am J Sports Med. 2008; 36(11):2083-90.

15.) Ho JY. Equal Kinematics Between Central Anatomic Single-Bundle and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. Arthroscopy. 2009; 25(5):464-72.

Začátek formuláře

16.) Bedi A. A Comparison of the Effect of Central Anatomical Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Pivot-Shift Kinematics. Am J Sports Med. 2010; 38(9):1788-94.

17.) Hofbauer M. Rotational and translational laxity after computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surf Sports Traumatol. Arthrosc. 2010; 18:1201–7.

18.) Song EK. Prospective comparative study of anterior ligament reconstruction using the double-bundle and single bundle technique. Am J Sports Med. 2009; 37(1705):1705-11.

19.) Komzák M. AM bundle controls the anterior-posterior and rotational stability to a greater extent than the PL bundle – A cadaver study. The Knee. 2013; Dec;20(6):551-5.

20.) Chouteau J. Knee rotational laxity and proprioceptive function 2 years after partial ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012; 20(4):762-6.

21.) Komzák M. Does the posterolateral bundle influence rotational movement more than the anteromedial bundle in anterior cruciate ligament reconstruction?: a clinical study. *J Bone Joint Surg Br.* 2012; 94(10):1372-6.

22) Gobbi A. Single versus double-bundle ACL reconstruction: is there any difference in stability and function at 3-year followup? *Clin Orthop Relat Res.* 2012; 470(3): 824-34.

23.) Hoshino Y. Can Joint Contact Dynamics Be Restored by Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 427:2924-31.

24.) Kondo, E. Biomechanical comparison of anatomic double-bundle, anatomic single-bundle, and nonanatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *American Journal of Sports Medicine.* 2011; 39(2):279-88.

25.) Filbay SR. Health-Related Quality of Life After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. A Systematic Review. *Am J Sports Med.* 2014; 42(5):1247-55.

Tabs:

	ER (°)				IR (°)		
	Reconstr. knee	Healthy knee	P		Reconstr. knee	Healthy knee	P
DB	8,1 (6-14;SO1,9)	8,5 (5-15;SO 3,4)	0,59	DB	10,1 (4-14;SO 3,1)	12,1 (6-21;SO 2,8)	0,06
ASB	9,4 (5-16;SO 2,1)	7,7 (4-12;SO 2,3)	0,06	ASB	13,1 (8-22;SO 3,1)	9,8 (6-16;SO 3,0)	0,05

Table 1:

Values of IR (Internal Rotation) and ER (External Rotation in degrees) in 30° flexion of the knee joint after double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the

ACL. P value determines the statistical evaluation of the difference of the deviation in the motion between health knee and operated knee joint for ER and IR.

reconstr.. knee...ACL reconstructed knee

	APT (mm)		
	Reconstr. knee	Healthy knee	P
DB	9,1 (6-13;SO 2,3)	7,7 (6-12;SO 0,9)	0,304
ASB	9,3 (7-14;SO 2,9)	7,9 (6-13;SO 1,1)	0,285

Table 2:

Values of APT (anterior-posterior translation) in 30° flexion of the knee joint after double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the ACL. P value determines the statistical evaluation of the difference of the deviation in the motion between health knee and operated knee joint for ER and IR.

reconstr. knee...ACL reconstructed knee

Cincinnati	ASB	DB	P value
3 months	65,1 (40-81;SO 12,4)	73,4 (42-99;SO 16,3)	
6 months	64,5 (45-81;SO 12,1)	83,5 (54-100;SO 14,2)	
12 months	84,2 (54-100;SO 12,9)	97,5 (75-100;SO 12,8)	
24 months	88,5 (54-100;SO 14,2)	97,8 (74-100;SO 1,4)	0,088

Table 3:

Values of Cincinnati scores 3, 6, 12 and 24 months after the double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the ACL. P value determines the statistical difference between DB and ASB techniques 24 months after the operation.

IKDC	ASB	DB	P value
3 months	52,7 (28,7-75,8;SO 14,9)	52,7 (18,0-78,1;SO 18,4)	
6 months	54,1 (28,7-70,1;SO 17,4)	66,6 (44,8-80,0;SO 13,8)	
12 months	68,21 (29,8-78,1;SO 16,3)	79,6 (56,3-87,0;SO 14,5)	
24 months	72,8 (35,6-80,0;SO 13,2)	79,6 (59,7-87,0;SO 11,9)	0,491

Table 4:

Values of IKDC scores 3, 6, 12 and 24 months after the double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the ACL. P value determines the statistical difference between DB and ASB techniques 24 months after the operation.

Lysholm	ASB	DB	P value
3 months	72,2 (42-99;SO 18,3)	78,6 (55-100;SO 13,8)	
6 months	73,7 (55-100;SO 15,5)	83,5 (69-100;SO 11,4)	
12 months	82,1 (54-100;SO 15,9)	97,1 (90-100;SO 7,4)	
24 months	89,3 (58-100;SO 13,3)	97,5 (90-100;SO 7,2)	0,047

Table 5:

Values of Lysholm scores 3, 6, 12 and 24 months after the double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the ACL. P value determines the statistical difference between DB and ASB techniques 24 months after the operation.

Figures:



Fig. 1: The position of the passive markers fixed to the patient's tibia and femur.



Fig. 2a: The patient in the standing position with both feet separated by 20 cm in the neutral rotation.



Fig. 2b: The patient in the standing position with both feet separated by 20 cm in the internal rotation (IR).



Fig. 2c: The patient in the standing position with both feet separated by 20 cm in the external rotation (ER).

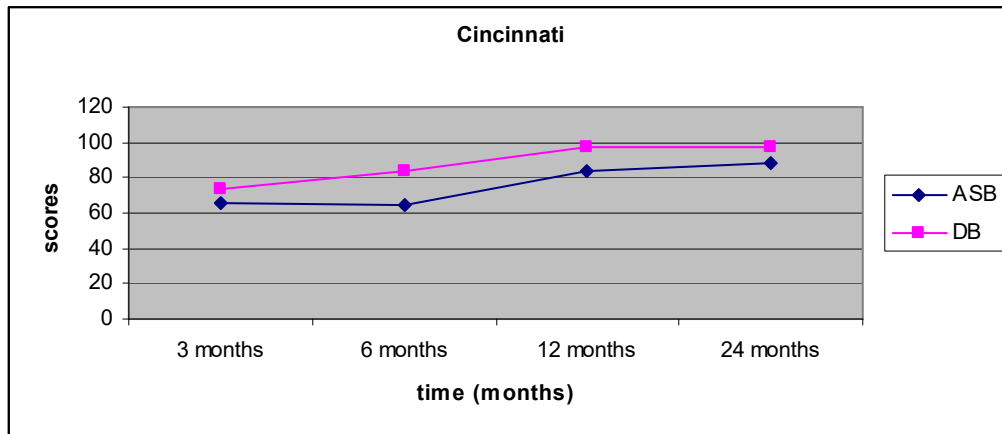


Fig. 3: Values of Cincinnati scores 3, 6, 12 and 24 months after the double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the ACL.

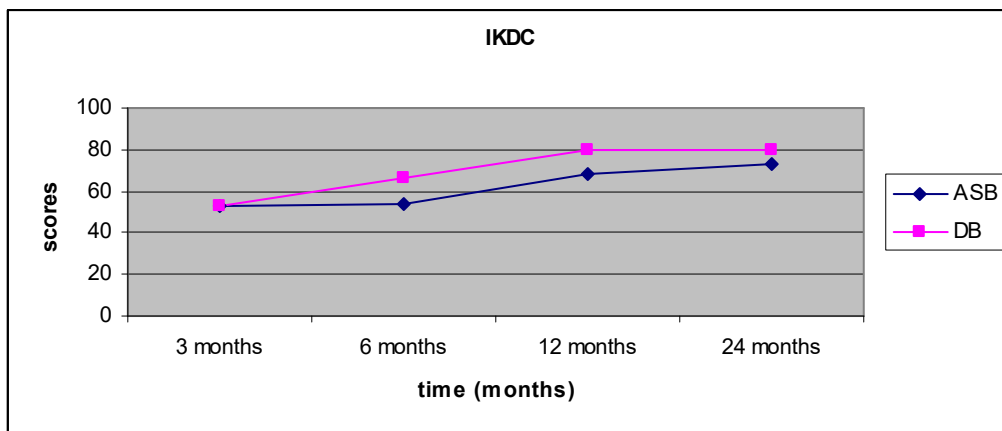


Fig. 4: Values of IKDC scores 3, 6, 12 and 24 months after the double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the ACL.

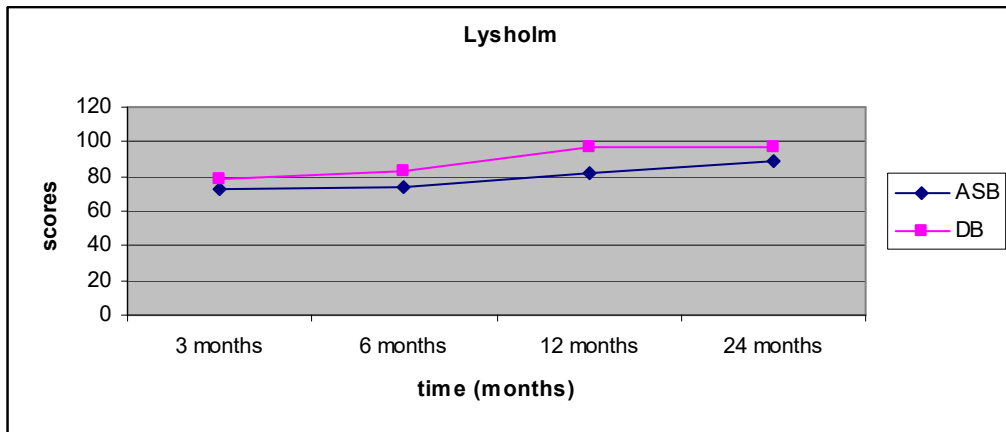


Fig. 5: Values of Lysholm scores 3, 6, 12 and 24 months after the double-bundle (DB) and anatomic single-bundle (ASB) reconstruction of the ACL.

Publikace č. 6:

Komzak, M., Hart, R., Smid, P., Puskeiler, M., & Jajtner, P. (2015). The Effect of Platelet-Rich Plasma on Graft Healing in Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament of the Knee Joint: Prospective Study. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*, 82(2), 135–139. IF 0,552

Vliv plazmy bohaté na trombocyty (PRP) na hojení štěpu při rekonstrukci LCA kolenního kloubu – prospektivní studie

The Effect of Platelet-Rich Plasma on Graft Healing in Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament of the Knee Joint: Prospective Study

M. KOMZÁK^{1,2}, R. HART^{1,2}, P. ŠMÍD^{1,2}, M. PUSKEILER³, P. JAJTNER⁴

¹ Ortopedicko-traumatologické oddělení, Nemocnice Znojmo

² Klinika traumatologie, Masarykova Univerzita Brno, Lékařská fakulta

³ Radiologické oddělení, Nemocnice Znojmo

⁴ Hematologické oddělení, Nemocnice Znojmo

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

Growth factors produced by platelets enhance tissue healing. The aim of this study was to confirm or disprove the hypothesis that, in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction, the application of platelet-rich plasma (PRP) into the tibial and femoral tunnels and in the graft enhances graft maturation and graft-bone interface healing and thus improves knee function at 3 and 12 months post-operatively in comparison with the control group.

MATERIAL AND METHODS

A total of 40 patients had the surgery; 20 underwent single-bundle hamstring reconstruction with PRP application (PRP group) and 20 had the same surgery without PRP addition (control group). A 5 ml amount of PRP was obtained from the patient's peripheral blood. A graft inserted in the bone tunnels was fixed with interference screws and, after intra-articular fluid aspiration, 1 ml of PRP was injected into each tunnel and 3 ml were evenly applied to the intra-articular portion of the graft. The patients were examined by MRI at 3 and 12 months after surgery. The subsidence of swelling in the tunnel-surrounding tissues was taken as a sign of graft-bone interface healing, and increased signal intensity of the graft was considered as a result of its ligamentisation. The knee functional status was evaluated at 3 and 12 post-operative months, using the scoring systems (Cincinnati score, IKDC score).

RESULTS

Bone swelling was found at 3 post-operative months in 18 of 20 patients in both the PRP and the control group. Graft signal intensity was increased in most patients (19 of the PRP group; 18 control patients; $p = 0.949$). The Cincinnati score at 3 months had an average value of 72.7 (34–100; SO, 18.7) in the PRP group and 73.4 (42–99; SO, 16.3) in the control group ($p = 0.793$).

The functional score after 12 months improved to 97.5 (75–100; SO, 12.8) in the PRP group and to 95.1 (66–100; SO, 13.1) in the control group; there was no significant difference between the groups ($p = 0.885$) at either 3 or 12 months. The IKDC score showed similar results.

At 12 months bone swelling was recorded in seven out of 20 patients in the PRP group and in nine patients in the control group ($p = 0.751$). Graft signal intensity was increased in three and four patients of the PRP and control groups, respectively ($p = 0.681$). There was a statistical difference between the findings at 3 and 12 months within each group, but no difference between the groups.

DISCUSSION

In ACL reconstruction, the process of tendon graft-to-bone healing has several stages involving inflammation, cell proliferation and graft ligamentisation. At each stage, an important role is played by growth factors produced by thrombocytes, and therefore their potential use in the treatment of injuries to ligaments and tendons has recently come into focus. A number of experimental studies dealing with the effect of platelet-rich plasma on soft tissue healing has been published. Therefore, the method of using PRP to enhance graft healing in ACL reconstruction in humans is still being studied.

CONCLUSIONS

The use of PRP in ACL reconstruction does not accelerate graft remodelling and bone ingrowth into the tendon. The function scoring results showed a statistically significant improvement in knee function between 3 and 12 months of follow-up within each group studied but revealed no difference between the groups. The hypothesis postulated above was disproved.

Key words: anterior cruciate ligament, platelet-rich plasma, anatomic single-bundle reconstruction.

ÚVOD

Přední zkřížený vaz (PZV, ligamentum cruciatum anterius, LCA) spojuje distální část stehenní kosti s proximální částí kosti holenní, a tím kontroluje stabilitu kolenního kloubu během běžných denních činností i při náročných profesionálních výkonech sportovců. Incidence jeho poškození strmě stoupá s rostoucí agresivitou při sportovních výkonech, se zvyšující se aktivitou pacientů v pokročilém věku i z důvodu narůstajícího počtu dopravních nehod (2, 14). S tímto poznatkem úměrně roste požadavek pacientů na co nejrychlejší návrat do běžného života. Tím také sílí tlak na lékaře, který provádí náhradu tohoto statického stabilizátoru kolenního kloubu. Hlavní myšlenkou rekonstrukce PZV je v dnešní době obnova fyziologické kinematiky kolenního kloubu nejen ve směru předozadním, ale také při pohybu rotačním. Pro zdokonalení stability kloubu je využíváno několik metod náhrad PZV (23, 24). Problémem však zůstává doba, po kterou se štěp vazů přestavuje, a to především při využití štěpu bez kostní tkáně (5). Proto je snaha najít způsob jak akcelarovat tento proces.

Jednou z možností, jak urychlit přestavbu rekonstruovaného vazů, by mohlo být využití plazmy bohaté na krevní destičky (PRP; platelet rich plasma). PRP je nyní široce využívaná metoda k léčbě mnoha měkkotkáňových lézí pohybového aparátu. Krevní destičky obsahují mnoho druhů růstových faktorů, které pozitivně ovlivňují hojivou reakci hostitele v místě poranění nebo degenerace a usnadňují tak reparaci a přestavbu tkáně (4).

Cílem této studie bylo potvrdit či vyvrátit hypotézu, zda aplikace plazmy bohaté na trombocyty do kostního tunelu tibie a femuru a do štěpu předního zkříženého vazů při jeho rekonstrukci urychluje hojení a přestavbu štěpu a zlepšuje funkci kolenního kloubu 3. a 12. měsíc po operaci v porovnání s kontrolní skupinou a zda kvalitativní funkce kolenního kloubu je vnímána pacientem lépe po aplikaci tohoto produktu.

MATERIÁL A METODIKA

Design studie

Celkem 40 pacientů podstoupilo operační náhradu PZV (22 mužů/18 žen; 19 pravých/21 levých kolen) v období leden 2011 až leden 2013. Průměrný věk pacientů byl 31,3 roku s rozpětím 17 až 51 let a všichni podepsali informovaný souhlas se zařazením do této studie. Dvacet z nich prodělalo rekonstrukci jednosvazkovou technikou z hamstringu s aplikací PRP, dvacet pacientů podstoupilo tutéž rekonstrukci bez přidání PRP. Výběr pacientů do jednotlivých skupin byl proveden za pomoci permutační blokové randomizace počítačového softwaru Random Number Generator Software 7.0 a pacienti o přítomnosti či absenci PRP v rekonstruovaném štěpu PZV informováni nebyli. Vstupní kritéria pro zařazení pacientů do studie byla izolované poranění PZV, event. nevýznamné poranění menisků bez nutnosti jejich sutury. Pacienti s poraněním ostatních struktur kolenního

kloubu byli ze studie vyloučeni. V časném pooperačním období byla zjištěna pouze jedna komplikace, a to sekrece serózní tekutiny z oblasti rány na ventromediální straně proximální tibie po odběru štěpu u obézní pacientky ve skupině bez PRP (řešeno následnou revizí). Všichni pacienti byli propuštěni do domácího léčení v průměru 7,5 dne po operaci (rozpětí; 4–14 dní) a následně prodělali standardní rehabilitační režim po náhradě PZV.

Operační technika

Po uvedení pacienta do celkové anestezie byla provedena ze standardního AL portu artroskopie. Při přítomnosti poranění PZV byl odebrán šlachový štěp z m. semitendinosus. Kožní incize byla vedena v délce v průměru 5 cm na anteromediální části proximální tibie těsně nad horním okrajem pes anserinus. Šlachy m. gracilis a m. semitendinosus byly identifikovány, separovány od ostatních měkkých tkání retraktory a šlacha m. semitendinosus byla odetnuta od jejího úponu na tibií. Štěp byl zbaven svaloviny, třikrát přeložen a upraven na délku 90 mm a šířku 7–9 mm v průměru. Konce štěpu byly obšity v délce v 25–30 mm na femorálním konci a 20–25 mm na tibiálním konci za pomoci časově dlouho vstřebatelného šicího materiálu Polysorb 2 (Covidien, Mansfield, USA).

Dále pak byly cíleny kostní kanály pro budoucí PZV. Během jednosvazkové plastiky byl cílen femorální kostní kanál na mediální plochu laterálního kondylu femuru do pozice 1 hodina 30 minut pro levé koleno a 10 hodin 30 minut pro pravé koleno z AM portu. Tibiální tunel byl cílen do místa původního footprintu PZV. Štěp PZV byl protažen do kostních kanálů a zde fixován interferenčními šrouby.

Ve skupině pacientů s aplikací PRP bylo získáno 30 ml krve pacienta z periferní žíly na předloktí do třech zkumavek po 10 ml a ta byla promíchána s 1 ml antikoagulačního 0,9% roztoku citrátu dextrózy (Sarstedt, Nümbrecht, Německo). Další 3 ml krve s 0,3 ml antikoagulačního roztoku EDTA (Sarstedt, Nümbrecht, Německo) byly použity pro kontrolu krevního obrazu. Krev byla poté okamžitě zpracována na operačním sále centrifugou (Jouan B4i, Jouan, Saint-Herblain, Francie) 10 minut při 1200 otáčkách/min při 20 °C. Krev ve zkumavce se tímto procesem rozdělila na plazmu a buněčné části (erytrocyty a leukocyty). Tento režim odstředivky poskytuje PRP přímo.

Izolovaná PRP byla získána ze zkumavek lékařem-hematologem sterilní pipetou v objemu 2–3 ml z každé zkumavky (obr. 1). Čtyři až šest ml PRP ze dvou zkumavek bylo převedeno do sterilní stříkačky a aplikováno následovně do kolenního kloubu pacienta po fixaci štěpu interferenčními šrouby v kanálech po evakuaci nitrokloubní tekutiny (obr. 2). Jeden mililitr plazmy byl aplikován do obou kostěných kanálů a 3 ml rovnoměrně do intraartikulární části štěpu. Koncentrace krevních destiček byla počítána v hematologickém analyzátoru (AcT DIFF, Beckman Coulter, Londýn, Velká Británie). Přibližně 2,0–2,5násobné koncentrace krevních destiček (průměrný počet lidských krevních destiček je 200 000/ μ l) bylo dosaženo u všech případů. Průměrná



1 | 2

Obr. 1. Odběr PRP hematologem ze zkumavky centrifugy.

Obr. 2. Aplikace PRP do střední třetiny PZV jehlou.

koncentrace krevních destiček v PRP byla 459 000/ μ l (rozsah 407 000–513 000/ μ l).

Po aplikaci PRP do kolenního kloubu byl zaveden R-drén do kloubu a byla provedena sutura portů a rány po odběru hamstringu. V kontrolní skupině byla operace provedena zcela obdobně, s výjimkou aplikace PRP.

Radiodiagnostické a klinické hodnocení

Po zařazení pacienta do studie bylo provedeno vyšetření magnetickou rezonancí (1,5 Tesla skener) 3. měsíc po operaci se zaměřením na otok v okolí kostního tunelu, jako na známku vhojování štěpu do kosti, a na intenzitu signálu štěpu, jako známku jeho ligamentizace. Byla použita standardní kolenní cívka a zorné pole 10–16 cm. Tloušťka řezu byla 3 mm s 0,5 mm mezerami. Byly hodnoceny sagitální T1 a T2 vážené obrazy, axiální trojrozměrné T1 vážené snímky s „potlačením“ tuku a koronální snímky s protonovou hustotou s „potlačením“ tuku. Zkušební muskuloskeletální radiolog zaslepeně hodnotil všechny snímky. Snímky MR byly zaznamenány s popisem hyper- či hyposignální struktury vazy a přítomností či absencí otoku v okolí kostního kanálu.

Druhá magnetická rezonance se stejným protokolem hodnocení intenzity signálu vazy a přítomnosti otoku kostní tkáně byla provedena 12. měsíc po operačním výkonu u všech pacientů včetně kontrolní skupiny.

Hodnotící dotazníky byly vyplněny také v době kontrolních magnetických rezonancí, tj. třetí a dvanáctý měsíc po operaci. Pro pečlivé zhodnocení subjektivních a objektivních klinických výsledků byly použity dotazníky IKDC (6) a Cincinnati (12).

Statistická analýza

Všechna data byla statisticky zpracována softwarem STATISTICA 9.0. Popis subjektivních a objektivních klinických parametrů obsahoval průměr, rozsah a směrodatnou odchylku. Pro statistické hodnocení průměrných hodnot byl použit párový Studentův t-test. Pro velký rozsah hodnot byl výsledek získaný pomocí Studentova t-testu kontrolován neparametrickým testem

Mannovým-Whitneyovým. Hodnota $p < 0,05$ byla považována za statisticky významnou.

Pro hodnocení přítomnosti či absence edému v okolí kostního kanálu bylo zvoleno hodnocení 0 pro nepřítomnost a 1 pro přítomnost edému. Statistické zhodnocení bylo provedeno za pomoci chí-kvadrát testu. Stejný test byl využit i pro intenzitu signálu štěpu, kdy hypersignální struktura vazy byla hodnocena 1 bodem a hyposignální struktura pak 0 body.

VÝSLEDKY

Ve skupině s PRP byl nalezen ve 3. měsíci kostní edém u 18 z 20 pacientů, v kontrolní skupině také u 18 z 20 pacientů. Intenzita signálu štěpu byla ve většině případů zvýšená (19 pacientů ve skupině PRP, 18 pacientů ve skupině kontrolní; $p = 0,949$). Cincinnati skóre vykazovalo průměrnou hodnotu ve 3 měsících po operaci v PRP skupině 72,7 (34–100; SO 18,7), v kontrolní skupině 73,4 (42–99; SO 16,3), $p = 0,793$. Po 12 měsících došlo ke zlepšení funkčního skóre v PRP skupině na 97,5 (75–100; SO 12,8), v kontrolní skupině na 95,1 (66–100; SO 13,1). Rozdíl mezi oběma skupinami nebyl statisticky významný ani ve 12. měsíci po operaci ($p = 0,885$). IKDC skóre vykazovalo obdobné výsledky. V PRP skupině byla hodnota ve 3 měsících 58,3 (31,0–87,0; SO 13,1), ve 12. měsíci 79,6 (56,3–87,0; SO 14,5), ($p = 0,002$). Kontrolní skupina vykazovala ve 3. měsíci hodnotu 52,7 (18,0–78,1; SO 18,4), ve 12. měsíci 75,2 (56,3–87,0; SO 11,5; $p = 0,03$). Mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl nebyl nalezen ve 12. měsíci po operaci ($p = 0,063$).

Ve 12. měsíci byl nalezen kostní edém u 7 z 20 pacientů ve skupině PRP a u 9 pacientů v kontrolní skupině, $p = 0,751$. Intenzita signálu štěpu byla u 3 pacientů ve skupině PRP zvýšená, v kontrolní skupině pak u 4 pacientů, $p = 0,681$. Tyto výsledky poukazují na statistickou diferenci v porovnání PRP u kontrolní skupiny mezi 3. a 12. měsícem po operaci, nikoliv však mezi skupinami navzájem.

DISKUSE

Přestavba a hojení štěpu PZV prochází stadiem zánětu, proliferace a remodelace (9, 21). Na každé z těchto částí hojení se podílí i řada růstových faktorů (20). Tyto působky stimulují receptory na buněčných membránách, které následně startují jejich diferenciaci a následně množení v buňky specializované pro danou tkáň. Nejdůležitější z těchto faktorů jsou: PDGF – platelet-derived growth factor, transforming growth factor beta (TGF-beta), insulin growth factor (IGF), basic fibroblast growth factor (BFGF) a vascular endothelial growth factor (VEGF). Všechny tyto látky jsou produkovány krevními destičkami, a proto je jejich využití v léčbě poranění vazů a šlach důvodem stále častějšího výzkumu. Existuje celá řada experimentálních studií (17, 18) a studií na zvířatech, kde je popisován vliv plazmy bohaté na destičky a faktory z nich na hojení tkání (3). Anderson a kol. (1) prokázali vliv růstových faktorů PDGF, BMP

a TGF-beta na zlepšení strukturální a mechanické kvality štěpu PZV po jeho rekonstrukci u ovcí. Tito autoři využili kontrolní histologické a biomechanické vyšetření. Podobně tak Murray a kol. (10) prokázali za využití psího modelu zrychlení regenerace parciální ruptury PZV.

Etické důvody však nedovolují obdobný výzkum na lidech. Proto byla snaha ověřit neinvazivní způsob hodnocení hojení štěpu PZV. Weiler a kol. (22) popsali na zvířecím modelu korelaci změny intenzity signálu na MRI s hojením štěpu PZV. Podobné studie s magnetickou rezonancí přinesly možnost sledování změny přestavby štěpu po jeho rekonstrukci u lidí (7, 8, 11, 16).

Návrat do aktivního života pacientů po rekonstrukci PZV je stále častěji zmiňovanou otázkou a PRP jako zdroj cytokinů pro zrychlení vhojení štěpu do kostních kanálů by mohla být jednou z možností. Neexistuje však příliš mnoho studií, ve kterých by byl popsán vliv PRP na rekonstrukci PZV. Radice a kol. sledovali v r. 2010 efekt gelu saturovaného PRP na homogenizaci štěpu na kontrolních MRI (15). Sledovali pouze intraartikulární část štěpu. Jako výsledek popsali urychlení homogenizace štěpu, jakožto jeho přestavbu v konečnou formu vazů, o 48 % rychleji než bez aplikace PRP (doba homogenizace v PRP skupině činila 179 dní, v kontrolní skupině bez PRP 369 dní). Zda přistupovali tito autoři i k rychlejší a agresivnější rehabilitaci, není psáno.

Intenzitu signálu štěpu PZV na MRI hodnotil i Orrego ve svém výzkumu v r. 2008 (13). Kromě této změny ve struktuře štěpu samotného bylo hodnoceno i vrůstání vazů do kostního kanálu a to konkrétně změna intenzity signálu v osteoligamentózním prostoru. Na MRI v šesti měsících po operaci tito autoři také popsali statisticky významný rozdíl mezi skupinami hodnotící ligamentizaci štěpu PZV. Prostor mezi vazem a kostním tunelem však nevykazoval rozdílnost mezi oběma skupinami.

Vogrin poté studoval revaskularizaci štěpu PZV po jeho rekonstrukci na 18 T magnetické rezonanci 1. a 3. měsíce po operaci (19). K urychlení vaskularizace došlo v prvních 4–6 týdnech po operaci ve skupině PRP v porovnání s kontrolní skupinou v oblasti kontaktu šlachy PZV a kostního kanálu. Při kontrole ve 12. týdnu po operaci však již rozdíl mezi oběma skupinami nebyl významný.

Ideální doba hodnocení hojení rekonstruovaného vazů není zatím přesně dána. Radice využil dobu pro hodnocení hojení štěpu PZV 3. až 9. měsíc po operaci ve skupině PRP, ve 3. až 12. měsících u kontrolní skupiny pacientů (15). Orrego prováděl kontrolní MRI ve 3. a 6. měsících po operaci (13), Vogrin pak v 1. a 3. měsících (19). Objektivně je nutno říci, že doba hodnocení přestavby štěpu závisí na typu pozorované vlastnosti štěpu a kvalitě rozlišení MRI.

Zajímavým podmětem k zamyšlení je volba typu aplikace buněčného koncentrátu do kostního kanálu či do štěpu samotného. Radice a kol. využili gelového nosiče, do kterého aplikovali PRP, ten přiložili ke štěpu vazů a uzavřeli do vstřebatelného obalu (15). Nosič i se štěpem byl vtažen do kostního kanálu a umožnil tak fixaci buněk kon-

centrátu PRP na povrchu vazů. Orrego i Vogrin však nevyužili žádný z nosičů a aplikovali PRP jehlou přímo do kostního tunelu a do vazů samotného (13, 19).

V naší studii jsme z ekonomických důvodů nemohli využít gelový skafold k aplikaci PRP. Vazká tekutina plazmy byla zavedena do vazů a do oblasti kostního kanálu za pomoci injekční jehly po evakuaci artroskopického roztoku z kloubu po dokončení operace. Tato metoda však může být limitací tohoto výzkumu vzhledem k možnosti odtoku PRP. Za další negativum může být brán fakt, že využití magnetické rezonance s 1,5 Tesla skenerem je pro detekci vaskularizace štěpu a rozlišení rozhraní šlachy-kost nedostačující. Proto bylo zvoleno v naší studii hodnocení signálu štěpu a edému v okolí štěpu jako možné pro dané rozlišení přístroje MRI.

ZÁVĚR

Využití aplikace PRP při náhradě PZV za využití aplikace injekční jehly do kostního kanálu a do vazů samotného neurychluje přestavbu štěpu a vhojení do kostních tunelů. Skórovací systémy pak vykazují statistické zlepšení funkce kloubu v obou skupinách při porovnání 3. a 12. měsíce po operaci, nikoliv však při porovnání mezi oběma skupinami. Námi postulovaná hypotéza byla vyvrácena.

Literatura

1. ANDERSON, K., SENEVIRATNE, A., IZAWA, K., ATKINSON, B., POTTER, H., RODEO, S.: Augmentation of tendon healing in intraarticular bone tunnel with use of a bone growth factor. *Am. J. Sports Med.*, 29: 689–698, 2001.
2. BOLLEN, S.: Epidemiology of knee injuries: diagnosis and triage. *Br. J. Sports Med.*, 34: 227–228, 2000.
3. DE MOS, M., VAN DER WINDT, A., JAHR, H.: Can platelet-rich plasma enhance tendon repair? A cell culture study. *Am. J. Sports Med.*, 36: 1171–1178, 2008.
4. FREI, R., BIOSCA, F. E., HANDL, M., TRČ, T.: The role of growth factors in the human organism and their use in medicine, especially in orthopedics and traumatology. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 247–252, 2008.
5. HART, R., ŠTIPČÁK, V.: Přední zkřížený vaz kolenního kloubu. Praha, Maxdorf Jessenius 2010.
6. HEFTI, F., DROBNÝ, T., HACKENBUSH, W.: Evaluation of knee ligament injuries: the OAK and IKDC forms. The knee and the cruciate ligament. Berlin, Heidelberg, Newark Springer 1990.
7. HOWELL, S. M., CLARK, J. A., BLASIER, R. D.: Serial magnetic resonance imaging of hamstring anterior cruciate ligament autografts during the first year of implantation. A preliminary study. *Am. J. Sports Med.*, 19: 42–47, 1991.
8. LAITAI, G., NOSZIAN, I., HUMER, K., UNGER, F., AITZEMUELLER, G., ORTHNER, E.: Serial magnetic resonance imaging evaluation of operative site after fixation of patellar tendon graft with bioabsorbable interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 15: 709–718, 1999.
9. MARUMO, K., SAITO, M., YAMAGISHI, T., FUJII, K.: The „ligamentization“ process in human anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar and hamstring tendons: A biomechanic study. *Am. J. Sports Med.*, 33: 1166–1173, 2005.
10. MURRAY, M. M., SPINDLER, K. P., DEVIN, C.: Use of a collagen-platelet rich plasma scaffold to stimulate healing of a central defect in the canine ACL. *J. Orthop. Res.*, 24: 820–830, 2006.

11. NAKAYAMA, Y., SHIRAI, Y., NARITA, T., MORI, A., KOBAYASHI, K.: The accuracy of MRI in assessing graft integrity after anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Nippon. Med. Sch.*, 68: 45–49, 2001.
12. NOYES, F. R., BARBER, S. D., MOOAR, L. A.: A rationale for assessing sports activity levels and limitations in knee disorders. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 246: 238–249, 1989.
13. OREGO, M., LARRAIN, C., ROSALES, J., VALENZUELA, L.: Effects of platelet concentrate and a bone plug on the healing of hamstring tendons in a bone tunnel. *Arthroscopy*, 24: 1373–1380, 2008.
14. PRODROMOS, C. C., HAN, Y., ROGOWSKI, J., JOYCE, B., SHI, K.: A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy*, 23: 1320–1325, 2007.
15. RADICE, F., YÁNEZ, R., GUTIÉRREZ, V., ROSALES, J., PINE-DO, M., CODA, S.: Comparison of magnetic resonance imaging findings in anterior cruciate ligament grafts with and without autologous platelet-derived growth factors. *Arthroscopy*, 26: 50–57, 2010.
16. RAK, K. M., GILLOGLY, S. D., SCHAEFER, R. A., YAKES, W. F., LILJEDAHL, R. R.: Anterior cruciate ligament reconstruction: evaluation with MR imaging. *Radiology*, 178: 553–556, 1991.
17. SANCHEZ, M., ANITUA, E., AZOFRA, J., ANDÍA, I., PADILLA, S., MUJICA, I.: Comparison of surgically repaired Achilles tendon tears using platelet-rich fibrin matrices. *Am. J. Sports Med.*, 35: 245–251, 2007.
18. VENTURA, A., TERZAGHI, C., BORGIO, E., VEDOIA, C., GALLAZI, M., FAILONI, S.: Use of growth factors in ACL surgery: Preliminary study. *J. Orthop. Traumatol.*, 6: 76–79, 2005.
19. VOGGRIN, M., RUPREHT, M., DINEVSKI, D., HAŠPL, M., KUHTA, M.: Effects of a platelet gel on early graft revascularization after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind, clinical trial. *Eur. Surf. Res.*, 45: 77–85, 2010.
20. WEILER, A., HOFFMANN, R. F., BAIL, H. J., REHM, O., SUDKAMP, N. P.: Tendon healing in a bone tunnel. Part II: Histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of the anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy*, 18: 124–135, 2002.
21. WEILER, A., PEINE, R., PASHMINEH-AZAR, A., ABEL, C., SUDKAMP, N. P., HOFFMANN, R. F.: Tendon healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of the anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy*, 18: 113–123, 2002.
22. WEILER, A., PETERS, G., MAURER, J., UNTERHAUSER, F. N., SUDKAMP, N. P.: Biomechanics properties and vascularity of an anterior cruciate ligament graft can be predicted by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. A two-year study in sheep. *Am. J. Sports Med.*, 29: 751–761, 2001.
23. ZEMAN, P., KOUDELA, K. ml., KASL, J., NEPRAŠ, P., ZEMAN, J., MATĚJKA, J.: Anatomická rekonstrukce LCA double- versus single-bundle technikou – zhodnocení krátkodobých klinických výsledků prospektivní randomizované studie. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 81: 40–50, 2014.
24. ZEMAN, P., NEPRAŠ, P., MATĚJKA, J., KOUDELA, K. ml.: Anatomická rekonstrukce předního zkříženého vazů double-bundle technikou – možnosti cílení femorálních kanálů. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 79: 41–47, 2012.

Korespondující autor:

MUDr. Martin Komzák, Ph.D.
Ortopedicko-traumatologické oddělení
Nemocnice Znojmo, p. o.
MUDr. Jana Janského 11
669 02 Znojmo
E-mail: m.komzak@seznam.cz

6. Závěr

Náhrada předního zkříženého vazů je stále častější operací nejen u profesionálních sportovců, ale i u běžné populace pacientů. Stabilitu kloubu lze zajistit různými technikami náhrady tohoto ligamenta za využití různých štěpů. Dle provedených měření v této studii však vyplývá, že ne všechny možnosti rekonstrukce předního zkříženého vazů mají stejný vliv na předozadní, a především na rotační stabilitu kolenního kloubu, jak je v literatuře často uváděno. Při detailní analýze obou svazků LCA na kadaverech a při peroperačním i pooperačním hodnocení jejich vlivu na stabilitu kloubu byla potvrzena hypotéza, která předesílá větší vliv dvojsvazkové náhrady LCA na rotační stabilitu kolenního kloubu v porovnání s technikou jednosvazkovou.

Během analýzy vlivu jednotlivých typů rekonstrukcí předního zkříženého vazů na stabilitu kolenního kloubu byl odhalen zásadní fakt, který poukazuje na nedostačující obnovení rotační stability po centrální anatomické jednosvazkové náhradě předního zkříženého vazů. Proto by neměla být tato technika sportovcům doporučována. Naopak augmentace poraněné části LCA vykazuje při její náhradě stabilitu v rotacích obdobnou jako zdravý kolenní kloub.

Nasbíraná data také dokazují, že rekonstrukce předního zkříženého vazů technikou jednosvazkovou, doplněnou o náhradu anterolaterálního vazů, restaturuje vnitřně rotační stabilitu kolenního kloubu stejně jako dvojsvazková rekonstrukce. Tato kombinovaná technika také obnovuje rotační stabilitu na úroveň kontralaterálního zdravého kolenního kloubu. Tím byla potvrzena druhá postulovaná hypotéza.

Kombinace rekonstrukce LCA jednosvazkovou metodou doplněná o rekonstrukci ligamentum anterolaterale je adekvátní a bezpečnou možností, jak obnovit vnitřně rotační stabilitu

kolenního kloubu. Rekonstrukce anterolaterálního vazů je nezbytná v případech, kdy náhrada LCA dostatečně nerestauruje vnitřně rotační stabilitu, tj. když vnitřně rotační nestabilita kolenního kloubu zůstává po rekonstrukci LCA jednosvazkovou technikou více jak 12° při využití 2,5N točivé momentové síly. Vzhledem k mechanismu poranění u sportovců při rotačních sportech, kdy vzniká poměrně výrazná rotační nestabilita, se jeví tato metoda jako ideální léčba při poranění LCA u aktivního sportovce.

7. Seznam použité literatury

- 1) Buda R, Ferruzzi A, Vannini F, Zambeli L, Di Caprio F. Augmentation technique with semitendinosus and gracilis tendons in chronic partial lesions of the ACL: clinical and arthrometric analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14:1101-1107.
- 2) Borbon C, Mouzopoulos G, Siebold R. Why perform an ACL augmentation? *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscop.* 2012; 20:245-251.
- 3) Colombet P, Dejour D, Panisset JC, Siebold R. Current concept of partial anterior cruciate ligament ruptures. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2010; 96(8):109-118.
- 4) Lorenz S, Imhoff AB. Reconstruction of partial anterior ligamnet tears. *Oper. Orthop. Traumatol.* 2014; 26:56-62.
- 5) Noyes FR, Barber SD, Mooar LA. A rationale for assessing sports activity levels and limitations in knee disorders. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;246:238-249.
- 6.) Hart R., Štipčák V. Přední zkřížený vaz kolenního kloubu. Praha: Maxdorf Jessenius; 2010.
- 7.) Forsythe B, Kopf S, Wong AK, Martins CAQ, Anderst W, Tashman S. The Location of Femoral and Tibial Tunnels in Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction Analyzed by Three-Dimensional Computed Tomography Models. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92:1418-1426.

- 8.) Lorbach O, Pape D, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D. Influence of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament on external and internal tibiofemoral rotation. *Am J Sports Med.* 2010;38(4):721-727.
- 9.) Monaco E, Ferretti A, Labianca L, Maestri B, Speranza A, Kelly MJ. Navigated knee kinematics after cutting of the ACL and its secondary restraint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(5):870-877.
- 10.) Steckel H, Fu FH, Baums MH, Klinger HM. Arthroscopic evaluation of the ACL double bundle structure. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17:782-785.
- 11.) Martins CAQ, Kropf EJ, Shen W, van Eck C.F, Fu FH. The Concept of Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Oper Tech Sports Med.* 2008;16:104-115.
- 12.) Morgan CD, Kalman VR, Grawl PAC. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1995;11:275-288.
- 13.) Kopf S, Musahl V, Tashman S, Szczodry M, Shen W, Fu FH. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17:213–219.
- 14.) Woo SLY, Wu Ch, Dede O, Vercillo F, Noorani S. Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orth Surg and Res.* 2006;1:2.

15.) Odesten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67:257-262.

16.) Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, Maak T, Citak M, Dixon P et al. A Comparison of the Effect of Central Anatomical Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Pivot-Shift Kinematics. *Am J Sports Med.* 2010;38:1788-1794.

17.) Ho JY, Gardiner A, Shah V. Equal Kinematics Between Central Anatomic Single-Bundle and Double Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *Arthroscopy.* 2009;25:464-472.

18.) Hofbauer M, Valentin P, Polsky R, Ostermann RC, Graf A, Figl M, et al. Rotational and translational laxity after computer-navigated single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol. Arthrosc.* 2010;18:1201-1207.

19.) Pokorný V., Paša L. Diferencovaný přístup ošetřování akutních ruptur předního zkříženého vazů. *Úraz.chirurgie.* 2003;11:9-17.

20.) Podškubka A, Kasal T, Vaculík J, Kastlík Z. Artroskopická rekonstrukce předního zkříženého vazů transtibiální technikou štěpem z lig.patellae – výsledky po 5 až 6 letech. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.* 2002;69:169-174.

21.) Podškubka A, Adamčo I, Staša M. Artroskopická náhrada rekonstrukce předního zkříženého vazů transtibiální volným štěpem z ligamentum patellae transtibiální technikou. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.* 1996;63:284-292.

- 22.) Hart R, Kučera B, Safi A. Hamstring versus quadriceps tendon graft in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta chir. ort. et traum. čech.* 2010;77:296-303.
- 23.) Colombet P, Robinson J, Kristel O, Franceschi JP, Djian P. Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Current orthopaedic practice.* 2007;454:59-65.
- 24.) Song EK, Oh LS, Gill TJ, Li G, Gadikota HR, Seon JK. Prospective comparative study of anterior ligament reconstruction using the double-bundle and single bundle technique. *Am J Sports Med.* 2009;37:1705-1711.
- 25.) Yabroudi MA, Björnsson H, Lynch AD, Muller B, Samuelsson K, Tarabichi M, Karlsson J, Fu FH, Harner CD, Irrgang JJ. Predictors of Revision Surgery After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med.* 2016;4(9).
- 26.) Ochi M, Iwasa J, Uchio Y et al. The regeneration of sensory neurons in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1999; 81:902.
- 27.) Clare L Ardern , Kate E Webster, Nicholas F Taylor, Julian A Feller. Hamstring strength recovery after hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between graft types. *Arthroscopy*, 2010 Apr;26(4):462-9.

- 28.) Wroble RR, Grood ES, Cummings JS, Henderson JM, Noyes FR. The role of the lateral extraarticular restraints in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 1993; 21(2):257-62.
- 29.) Claes S, Bartholomeeusen S, Bellemans J. High prevalence of anterolateral ligament abnormalities in magnetic resonance images of anterior cruciate ligament-injured knees. *Acta Orthop Belg.* 2014;80(1):45-9.
- 30.) Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor , Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat.* 2013;223(4):321-8.
- 31.) Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Joint J.* 2014;96-B(3):325-31.
- 32.) Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanics function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med.* 2015;43(3):669-74.
- 33.) Thein R, Boorman-Padgett J, Stone K, Wickiewicz TL, Imhauser CW, Pearle AD. Biomechanics assessment of the anterolateral ligament of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2016 Jun 1;98(11):937-43.
- 34.) Fu FH, Cohen SB. Current concept in ACL reconstruction. New York, SLACK Incorporated. 2008.

- 35.) Bentley G, Biant LC, Carrington RW, Akmal M, Goldberg A, Williams AM, Skinner JA, Pringle J. A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mosaicplasty for osteochondral defects in the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2003; 85(2):223-230.
- 36.) Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sport Med.* 1982;10:150-154.
- 37.) Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;9(198):43-49.
- 38.) Mitsou A, Vallianatos P, Piskopakis N, Maheras S. Anterior cruciate ligament reconstruction by over-the-top repair combined with popliteus tendon plasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72(3):398-404.
- 39.) Hefti F, Drobny T, Hackenbush W et al. *Evaluation of knee ligament injuries: the OAK and IKDC forms. The knee and the cruciate ligament.* Berlin, Heidelberg, Newark: Springer; 1990.
- 40.) Musahl V, Voos JE, O'Loughlin PF, Choi D, Stueber V, Kendoff D et al. Comparing stability of different single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction techniques: a cadaveric study using navigation. *Arthroscopy.* 2010;26(9):41- 48.

- 41.) Robinson J, Carrat L, Grandi C, Colombet P. Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am J Sports Med.* 2007; 35(12):2006-2013.
- 42.) Dargel J, Gotter M, Mader K, Pennig D, Koebke J, Schmidt-Wiethoff R. Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction. *Strategies trauma limb reconstr.* 2007;2(1):1-12.
- 43.) Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, et al. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscop.* 2006;14(10):982-992.
- 44.) Jordan SS, DeFrate LE, Nha KW, Papannagari R, Gill TJ, Li G. The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med.* 2007;35(4):547-554.
- 45.) Sonnery-Cottet B, Thaunat M, Freychet B, Pupim BH, Murphy CG, Claes S. Outcome of a Combined Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Ligament Reconstruction Technique With a Minimum 2-Year Follow-up. *Am J Sports Med.* 2015 Jul;43(7):1598-605.
- 46.) Yagi M, Kuroda R, Nagamune K, Yoshiya S, Kurosaka M. Double-bundle ACL Reconstruction Can Improve Rotational Stability. *Clinical Orthopaedics & Related Research.* 2007;454:100-107.
- 47.) Siebold R. Observations on bone tunnel enlargement after double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2007;23:291-298.

- 48.) Harris NJ, Smith DA, Lamoreaux L, Purnell M. Central quadriceps tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: morphometric and biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 1999;27:27-34.
- 49.) Hamer DL, Brown CH, Steiner ME. Hamstring tendon grafts for reconstruction of anterior cruciate ligament: Biomechanice evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surf. Am.* 1999;81:549-557.
- 50.) Joseph M, Fulkerson J, Nissen C, Sheehan TJ. Short-term recovery after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective comparison of the autografts. *Orthopedics.* 2006 Mar;29(3):243-248.
- 51.) Kartus J, Movin T, Karlsson J. Donor-site morbidity and anterior knee problems after anterior cruciate ligament reconstruction using autografts. *Arthroscopy.* 2001 Nov-Dec;17(9):971-980.