

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

Studijní program: Experimentální chirurgie



MUDr. Jakub Kautzner

Biomechanické a klinické porovnání různých technik rekonstrukce předního zkříženého vazů kolena

Biomechanical and clinical evaluation of different reconstruction techniques of the anterior cruciate ligament

Dizertační práce

Vedoucí závěrečné práce/Školitel: Doc. MUDr. Vojtěch Havlas, Ph.D.

Praha, 2016

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, dne 14. 3. 2016

MUDr. Jakub Kautzner

Identifikační záznam

KAUTZNER, Jakub. Biomechanické a klinické porovnání různých technik rekonstrukce předního zkříženého vazů kolena [Biomechanical and clinical evaluation of different reconstruction techniques of the anterior cruciate ligament]. Praha, 2016. 79 stran. Dizertační práce (Ph.D.). Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. LF UK a Fakultní nemocnice v Motole. Vedoucí práce: Vojtěch Havlas.

Abstrakt

Dizertační práce byla rozdělena do dvou základních částí, klinické studie zaměřené na zhodnocení dlouhodobých výsledků po náhradě PZV a experimentální části zkoumající biomechanické vlastnosti hamstringového štěpu. Cílem klinické práce bylo porovnání klinických výsledků náhrady předního zkříženého vazů kolena za použití štěpů z ligamentum patellae a m. semitendinosus/gracilis u ženské populace. V experimentální části jsme ověřili hypotézu, že interakce mezi štěpem a fixačním materiálem zásadně ovlivňuje biomechanické vlastnosti štěpu. V klinické části jsme zhodnotili 150 pacientek po náhradě zkříženého vazů v průběhu 24 měsíců po operaci. Experimentální část byla založena na hodnocení biomechanických vlastností štěpu m.semitendinosus/gracilis při in vitro trhacích zkouškách padajícím závažím za použití laserové měřicí techniky. Klinické výsledky obou porovnávaných metod náhrady vykazovaly velmi dobré výsledky, rozdíl mezi oběma skupinami však nebyl statisticky významný ($p > 0,05$). V experimentální studii jsme potvrdili hypotézu, že porušení štěpu při zavádění fixačního materiálu může zásadně ovlivnit jeho biomechanické vlastnosti.

Klinické výsledky ukazují, že není patrný významný rozdíl ve stabilitě kolenního kloubu a funkčním skóre při použití dvou základních metod náhrady předního zkříženého vazů. Hamstringový štěp je však subjektivně lépe snášen pacientkami ženského pohlaví. Experimentální část poukazuje na významné ovlivnění vlastností hamstringového štěpu při jeho porušení v průběhu implantace, je proto vhodné volit takové techniky, které neporušují strukturu štěpu. Tím je zajištěna maximální pevnost štěpu a snižuje se riziko jeho selhání.

Klíčová slova: náhrada předního zkříženého vazů, biomechanika předního zkříženého vazů, hamstringový štěp, stabilita kolenního kloubu

Abstract

This study was divided into two main parts, clinical study designed to test long term results of ACL reconstruction and experimental study testing biomechanical properties of hamstring graft. The aim of clinical part of the study was to evaluate and compare clinical outcomes after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction using two main types of autografts in woman patients. Experimental part of the study was designed to investigate the effect of graft interaction with the fixation material on biomechanical properties of the graft. In clinical part of the study 150 female patients after ACL reconstruction were included in the study, follow up period was 24months. Experimental part of the study was designed to evaluate the biomechanical properties of hamstring grafts using load-to failure impaction testing using laser vibrometer mounted on a testing frame. The mean improvement in Tegner-Lysholm score compared to the preoperative values was statistically significant for both tested groups, difference between groups was not significant ($p>0,05$). The experimental part of the study supported the hypothesis that the biomechanical properties will be significantly affected by the interaction with the fixation device. Clinical results show no difference between the two main graft types in ACL reconstruction, regarding knee scores and stability. The hamstring graft is subjectively better tolerated by female patients. Experimental testing indicates significant effect of graft damage during implantation on the biomechanical properties of the graft. This supports the hypothesis that fixation methods that do not interfere with the graft's structure should be preferred to reduce the graft failure rate.

Key words: Anterior cruciate ligament reconstruction, biomechanics of anterior cruciate ligament, hamstring graft, knee stability

Poděkování:

V úvodu mé dizertační práce bych rád poděkoval přednostovi kliniky Prof. MUDr. Tomášovi Trčovi za umožnění provedení klinické studie a zároveň za kritické hodnocení práce v jejím průběhu. Zejména bych rád poděkoval svému školiteli Doc. MUDr. Vojtěchovi Havlasovi za pomoc při sestavování práce a metodické vedení v průběhu výzkumu. Doc. MUDr. Milanu Handlovi děkuji za zajištění experimentální práce a pomoc při jejím provedení. Rád bych poděkoval také kolektivu lékařů Kliniky dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. LF UK a FNM za pomoc při realizaci klinické studie, zejména pak MUDr. Petrovi Kosovi a MUDr. Martinovi Hanusovi za pomoc při hodnocení souboru pacientek.

Seznam zkratek

PZV - přední zkřížený vaz

ZZV - zadní zkřížený vaz

PL - posterolaterální

AM - anteromediální

MR - magnetická rezonance

VAS - visual analogue score

BTB - bone-tendon-bone (štěp z ligamentum patellae)

Hamstringy - souhrnný název pro m.semitendinosus a m.gracilis

ACL – anterior cruciate ligament

Obsah

Prohlášení	2
Identifikační záznam	3
Abstrakt	4
Abstract	5
Poděkování	6
Seznam zkratk	7
Obsah	8
1. Úvod do problematiky náhrady PZV	9
1.1. Anatomie a biomechanika PZV	
1.1.1. Anatomie PZV	10
1.1.2. Základní biomechanické vlastnosti PZV	13
1.1.3. Kinematika kolenního kloubu	16
1.2. Poranění PZV	
1.2.1. Etiologie a epidemiologie poranění PZV	18
1.2.2. Diagnostika poranění PZV	19
1.2.3. Klinické vyšetření (metody hodnocení) stability kolenního kloubu	21
1.2.4. Technika náhrady PZV	23
1.2.5. Typy štěpů užívaných pro náhradu PZV	28
1.2.6. Metody fixace štěpu při náhradě PZV	30
2. Cíle a hypotézy dizertační práce	32
3. Klinická studie	
3.1. Materiál a metodika klinické studie	35
3.2. Výsledky klinické studie	44
3.3. Diskuse ke klinické studii	47
4. Experimentální část práce (biomechanický experiment)	
4.1. Materiál a metodika experimentální části	51
4.2. Výsledky experimentální části	56
4.3. Diskuse k experimentální části	58
5. Závěry dizertační práce	61
6. Souhrn	63
7. Summary	65
8. Použitá literatura	67

1. Úvod do problematiky náhrady PZV

Přední zkřížený vaz kolena (PZV) je hlavním stabilizátorem kolenního kloubu při předožadním a rotačním pohybu. V případě poranění předního zkříženého vazů dochází k rozvoji nestability kolenního kloubu a tím se zvyšuje riziko poranění chrupavek a menisků. Incidence úrazů kolenního kloubu a poranění PZV v současné době stoupá, zejména pak v aktivní populaci a u adolescentů. Incidence poranění zkříženého vazů se v současnosti pohybuje mezi 300-500/10 000 lidí ročně. Pro jednotlivce pak průměrné riziko poškození PZV činí 0,05 %/rok, u vrcholových sportovců však toto riziko stoupá až na hodnoty 0,15-3 % ročně, jak ve svých studiích uvádí Moses a Brophy (1, 2). Problematika možností náhrady PZV je tedy stále více aktuální. Za posledních 5 let bylo na pracovišti autora provedeno 543 rekonstrukcí předního zkříženého vazů, celkový počet artroskopických výkonů byl 4 656. Toto poukazuje na aktuálnost problému v současných místních podmínkách.

K poranění vazivového aparátu dochází zejména při násilné rotaci a valgózním násilí na extendovaný kolenní kloub v zátěži, nejčastěji při sportovních úrazech a nekontrolovaných pádech. Nejvíce rizikové sporty jsou kontaktní kolektivní sporty, jakými jsou v našem souboru fotbal, florbal, házená a k častým úrazům dochází také při lyžování. Při úrazech kolenního kloubu často dochází rovněž k současnému poranění menisků, kloubních chrupavek a postranních vazů. Tato poranění poté způsobují rozvoj poúrazové artrózy, a zhoršují tak funkci poraněného kolena, jak ve svých studiích potvrdili Liden, Van der Hart a Oiestad (3, 4, 5). Z výše uvedených důvodů je při poranění PZV indikována rekonstrukce, resp. náhrada zkřížených vazů. Rekonstrukce vazivového aparátu kolena zlepšuje funkční vlastnosti kolenního kloubu a zmírňuje subjektivní obtíže pacienta, jak uvádí ve své práci Heijne a Kautzner (6, 7). Vzhledem k posunu nejnižší věkové hranice poranění PZV do nižších věkových skupin je nutno hledat optimální metody náhrady PZV, které zajišťují obnovení biomechanických vlastností kolena a mají dobré dlouhodobé klinické výsledky, zejména při prevenci poúrazové artrózy. Snižování věkové hranice při primárním poškození PZV rovněž zvyšuje riziko re-ruptury vazů při následných sportovních úrazech.

Incidence poranění předního zkříženého vazů v současné době stoupá. V posledních letech je patrný nárůst počtu provedených rekonstrukcí, zejména u žen. V současné době stále není určen optimální postup při náhradě PZV. Rozdíly ve výsledcích při použití jednotlivých technik v závislosti na pohlaví nejsou dostatečně zdokumentovány. Při hodnocení souboru pacientů na našem pracovišti jsme zjistili, že technika náhrady PZV užívající hamstringové

štěpy je subjektivně lépe snášena, zejména u ženské části populace. Zároveň není patrný výrazný rozdíl ve stabilitě a funkci kolenního kloubu po náhradě za použití různých typů štěpu. Pro stanovení optimálního způsobu náhrady bylo nezbytné získat informace o dlouhodobých výsledcích po náhradách PZV, proto jsme navrhli klinickou studii, která hodnotí dvě základní metody náhrady PZV na našem pracovišti. Tato studie byla rozdělena na dvě části, klinickou část, ve které jsme hodnotili klinické výsledky po náhradě PZV u žen, a dále biomechanický experiment. Na základě biomechanických a epidemiologických studií je zřejmé, že ženy jsou více rizikovou skupinou pro poranění PZV i selhání již rekonstruovaného vazy, proto jsme klinickou část práce zaměřili výhradně na ženskou populaci. V experimentální části studie jsme se zaměřili na porovnání biomechanických vlastností femorální fixace u štěpu z hamstringů.

1.1. Anatomie a biomechanika PZV

1.1.1. Anatomie PZV

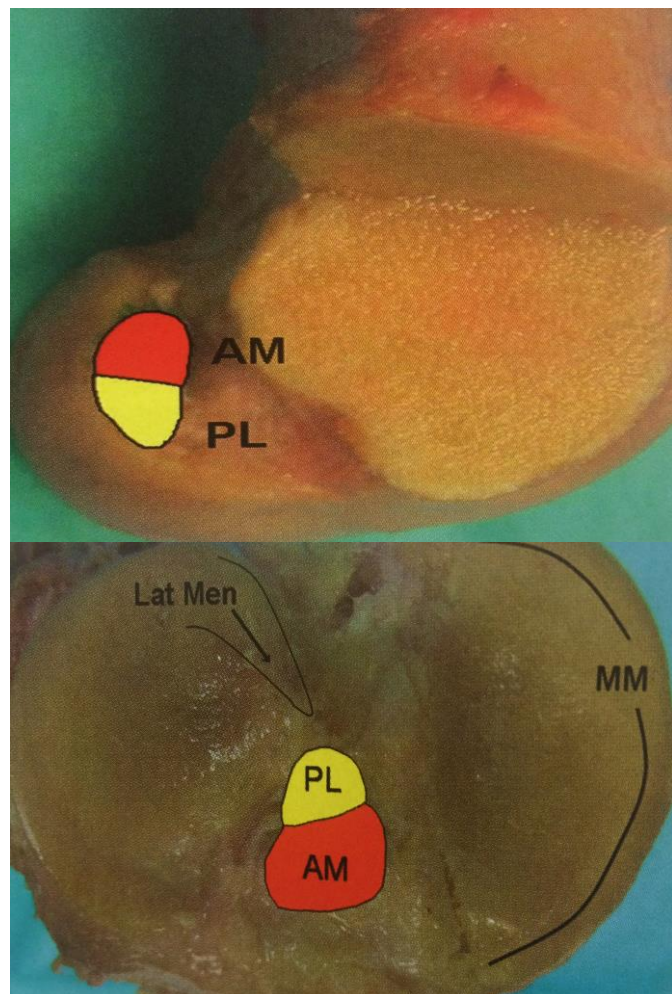
Přední a zadní zkřížené vazy jsou vazivové struktury, které spojují distální část femuru a proximální část tibie. Vyvíjí se již in utero, jejich struktura se v průběhu růstu nemění. Oblast femorálního úponu PZV se nachází na mediální straně laterálního kondylu femuru, vaz probíhá šikmo přes fossa intercondylaris a upíná se v širokém úponu uprostřed tibiálního plateau okolo interkondylární eminence tibie. Nativní PZV sestává z husté sítě kolagenního vaziva, toto vazivo je uspořádáno do snopců. Dva základní snopce PZV se nazývají podle směru svého průběhu anteromediální (AM) a posterolaterální (PL). Histologicky jsou tyto snopce odděleny malým množstvím vaskularizované pojivové tkáně nazývané septum.

Úponová oblast PZV na femuru se nachází na mediální ploše laterálního kondylu femuru a má oválný tvar velikosti 18x11 mm (Obr. 1). Jednotlivé svazky zaujímají rovnoměrnou část úponové plochy, kdy AM snopce zaujímá plochu přibližně 47 mm² a PL snopce plochu 49 mm². V sagitální rovině začíná AM snopce kraniálně a PL snopce je situován do inferiorní části úponu (Obr. 2). Na proximální tibií je úponová oblast rozložena v přední části interkondylické oblasti. Velikost tibiálního úponu je 11 mm v koronární a 17 mm v sagitální rovině. Na proximální tibií je AM snopce situován do přední a mediální části úponu, zatímco PL snopce zaujímá dorsální a laterální část úponu. Velikost tibiálního úponu je o 20 % větší než na femorálním úponu, AM snopce zaujímá 56 mm² a PL 52 mm².

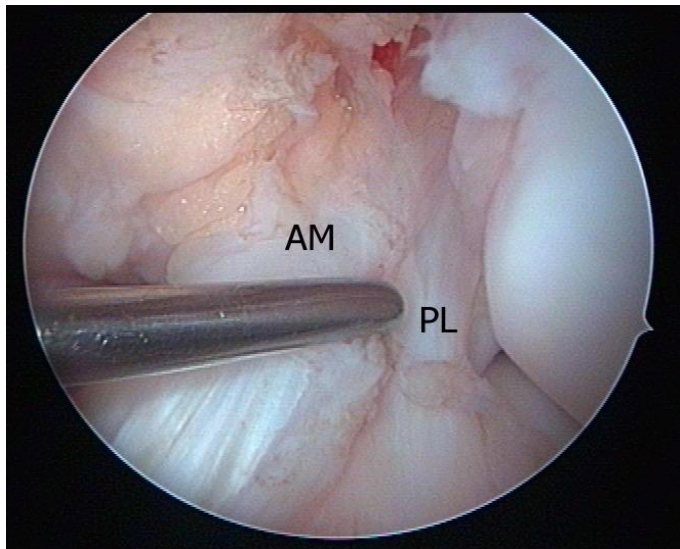
Tyto měření ve své monografii o PZV uvádí Fu (8). V některých případech jsou vlákna PL porce v blízkosti zadního rohu laterálního menisku nebo se zadním rohem menisku přímo srůstají a mohou určovat anatomický orientační bod při náhradě PZV (Fujishiro 9). Průměrná šíře nativního PZV je 6 mm v centrální části, v oblasti úponových částí dochází k rozšíření na průměr až 29 mm, jak experimentálně zjistil Pujol (10), (Obr. 3). Výše uvedené složení úponových oblastí jednotlivých snopců má za následek mírnou rotaci snopců okolo podélné osy v průběhu pohybu kolenního kloubu. Při flexi v kolenním kloubu dochází k posunu femorálního úponu PL snopce ventrálně a kraniálně před AM snopce, který se naopak dostává do více horizontálního průběhu a dorsálně. Tato rotace určuje odlišné biomechanické vlastnosti jednotlivých snopců při pohybu kolenního kloubu a umožňuje stabilizaci kloubu v celém rozsahu pohybu. Tímto způsobem je zajištěna jak předozadní, tak rotační stabilita kolenního kloubu.

Obr. 1. Femorální (nahore) a tibiální (dole) úpony PZV. AM - anteromediální, PL - posterolaterální porce.

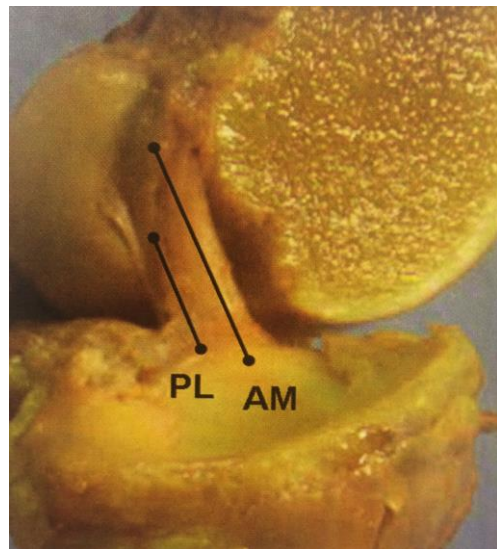
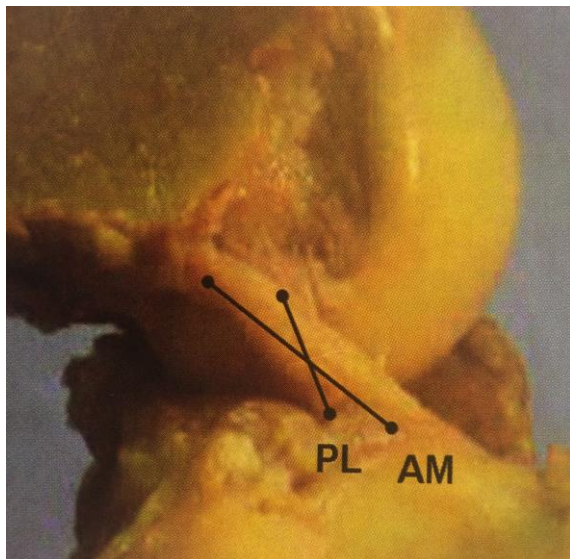
(Převzato z The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science, Brown et al., 2008, Saunders, Philadelphia).



Obr. 2. Nativní PZV, artroskopický pohled. Vyznačeny anatomické porce. Anteromediální (AM), Posterolaterální (PL). Vyšetřovací háček naznačuje rozdělení porcí PZV.



Obr. 3. Anatomické uspořádání PZV, vlevo ve flexi kolena 90°, vpravo plná extenze. AM - anteromediální, PL - posterolaterální porce. (Převzato z The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science, Brown et al., 2008, Saunders, Philadelphia).



Anatomie zkříženého vazy je velmi komplexní. Při jejím studiu bylo zjištěno, že zkřížený vaz nehraje roli pouze předozadního stabilizačního systému, ale je zároveň i významným rotačním stabilizátorem kolenního kloubu. Původní anatomie zkříženého vazy je

respektována při náhradách za použití dvou pramenů, tzv. „double bundle“ technikou. Rovněž nové neanatomické způsoby náhrady PZV se snaží maximálně kopírovat původní uložení PZV. Anatomické usprádaní PZV a jeho těsnou souvislost se zadním rohem laterálního menisku vysvětluje i časté sdružené poranění zadního rohu laterálního menisku při poškození PZV (Hagino 11).

1.1.2. Základní biomechanické vlastnosti PZV

Přední zkřížený vaz má při stabilizaci kolenního kloubu zásadní úlohu. Jeho struktura zajišťuje stabilitu při předozadní translaci tibie proti femuru, zároveň hraje významnou roli při rotační stabilizaci tibie při narůstající extenzi v koleni.

Při analýze biomechaniky a kinematiky chůze u dobrovolníků s intaktním PZV bylo zjištěno, že v průběhu celé fáze kroku udržuje intaktní zkřížený vaz stejnou rotaci proximální tibie a předozadní stabilitu kloubu. Ve stejné studii byli vyšetřeni i pacienti s insuficientním PZV a výsledky potvrzují, že předozadní stabilita v průběhu chůze není výrazněji narušena, dochází však ke zvýšené vnitřní rotaci proximální tibie v počáteční fázi kroku a tato zvýšená rotace přetrvává po celou dobu stejné fáze kroku, jak uvádí Andriacchi (12). Stejných výsledků pak bylo dosaženo i při studii běhu a prudkých změnách směru chůze a běhu (Panos,13).

Původní biomechanické studie se zaměřovaly na hodnocení předozadního posunu v kolenním kloubu. Na základě tohoto hodnocení byly vytvořeny první metody náhrady zajišťující zejména předozadní stabilitu kolenního kloubu. Velmi komplexní biomechanické studie na téma náhrady PZV publikoval na konci 20. století Fu (14, 15). Z anatomického hlediska jsou jednotlivé snopce PZV uzpůsobeny k zajištění komplexní stability kolenního kloubu jak v sagitální rovině, tak při rotačních pohybech bérce vůči femuru. Jednotlivé snopce PZV jsou v průběhu pohybu kolenního kloubu vystaveny rozdílným silám. Vlivem nerovnoměrného zatížení zkříženého vazů je působící síla rozkládána mezi oba snopce v závislosti na stupni flexe i extenze kolenního kloubu. Experimentálně byl Gabrielem (16) potvrzen výrazný nárůst působící síly uvnitř PZV při předozadní translaci v plné extenzi s maximem v 15° flexi kolenního kloubu. S narůstající flexí však hodnoty působících sil klesají a jsou nejnižší při 90° flexi. Napětí v AM snopci se v průběhu flexe kolenního kloubu příliš nemění, zatímco v PL snopci dochází k výraznému poklesu napětí při flexi nad 30°. Z tohoto vyplývá, že stabilita při předozadní translaci tibie je v plné extenzi zajišťována

oběma snopci PZV, zatímco ve flexi 90° se na stabilizaci translačního pohybu podílí prakticky výhradně AM snopce. Z tohoto poznatku vycházela rovněž trans-tibiální technika cílení při náhradě PZV, jak bude zmíněno dále, kdy je vaz uložen v místě původního AM snopce. Na rozdíl od toho PL snopce hraje výraznější úlohu ve stabilizaci valgózního pohybu při plné extenzi kolenního kloubu a zároveň má zásadní vliv na rotační stabilitu tibie při extenzi kolena a flexi do 15°. Kinematikou PZV se zabýval Li (17), který pomocí MR vyšetření a fluoroskopie určil základní kinematiku kolenního kloubu při zátěži a vliv nativního LCA na rotační stabilitu tibie. Z analýzy dlouhodobých výsledků po náhradě PZV vyplývá, že subjektivní vnímání stability u pacientů nekoreluje pouze s předozadní stabilitou kolenního kloubu, ale rovněž s mírou rotace proximální tibie (Yagi 18). Obě porce PZV se rovnoměrně podílejí na rotační stabilitě v rozsahu 0-30° flexe kolenního kloubu. Při zvyšování napětí v intaktním PZV dochází ke stabilizaci přílišné vnitřní rotace proximální tibie (Andriacchi, 12). Postero-laterální snopce stabilizuje koleno i při působení valgózního vektoru síly při plné extenzi kolenního kloubu, kdy jsou působící síly na oba snopce rovnoměrné. S narůstající flexí podíl PL snopce klesá a v úhlu 30° flexe je síla působící na tento snopce přibližně poloviční oproti síle působící na AM porci (Takai, 19). Těchto vlastností PL snopce využívá dvousnopcová technika náhrady tzv. „double bundle“.

Při posuzování pevnosti struktury PZV z hlediska možné náhrady vycházíme z laboratorních studií, ve kterých bylo pomocí trhacích zkoušek na kadaverech zjištěno, že pevnost intaktního vazy se pohybuje v rozmezí 1 300-1 500 N (Handl, 20). Nejčastěji používané tkáně při náhradě PZV mají pevnost výrazně vyšší. Štěp tvořený z ligamentum patellae má pevnost v tahu 2 500 N a čtyřpramenný štěp ze šlach m. semitendinosus a m. gracilis má pevnost až 4 300 N, což je výrazně vyšší než nativní PZV. Po rekonstrukcích však dochází k opakovanému poranění štěpu častěji, než na intaktním vazy (Crawford, 21). Příčinou je právě oslabení rotační stability kolenního kloubu. Pokud jí není dosaženo, dochází při zvýšení zátěže k nárůstu sil působících uvnitř kolenního kloubu a k poranění PZV.

Při běžné chůzi je kolenní kloub u člověka zatížen silou dosahující 160-300 N, působící v předozadní translaci, což je hluboko pod mírou pevnosti nativního vazy (Shelburne, 22). Při zvýšené zátěži a sportu však mohou síly působící na kolenní kloub narůstat, při nekontrolovaném úrazovém ději pak mohou dosahovat až 4-5x vyšších hodnot, což zvyšuje riziko porušení struktury zkříženého vazy. Při hodnocení zatížení kolenního kloubu v různých stupních flexe kolenního kloubu bylo zjištěno, že síla působící na PZV roste zejména při předozadním vektoru síly. K přerušení nativního PZV dochází při jednorázovém působení síly nad 650 N (Bates, 23). Při plné kontrakci m. quadriceps femoris je maximální

zátěž na nativní PZV vyvíjena v plné extenzi či malém stupni flexe. Samotný vliv rotace či valgózního působení síly není pro zvýšení síly uvnitř vazů významný. Pokud se k předozadnímu působení síly přidá ještě rotační či valgózní vektor síly, zvyšuje se vlivem nárůstu působící síly riziko poškození zkříženého vazů. K takovému působení síly dochází zejména při sportovních úrazech při prudké kontrakci m.quadriceps femoris či rotaci těla podél dlouhé osy tibie při současném plném zatížení dolní končetiny v maximální extenzi kolenního kloubu. Z výše uvedených poznatků vyplývá, že PZV hraje dominantní úlohu při stabilizaci předozadní translace tibie vůči femuru a intaktní zkřížený vaz zajišťuje rotační stabilitu kolenního kloubu v rozsahu flexe 0-40°, s narůstající flexí se již stabilizační úloha PZV snižuje (Sakane, 24). Při náhradě PZV se doporučuje zajistit optimální uložení štěpu tak, aby byla obnovena jak předozadní tak rotační stabilita kolenního kloubu.

Vliv pohlaví na biomechaniku zkřížených vazů

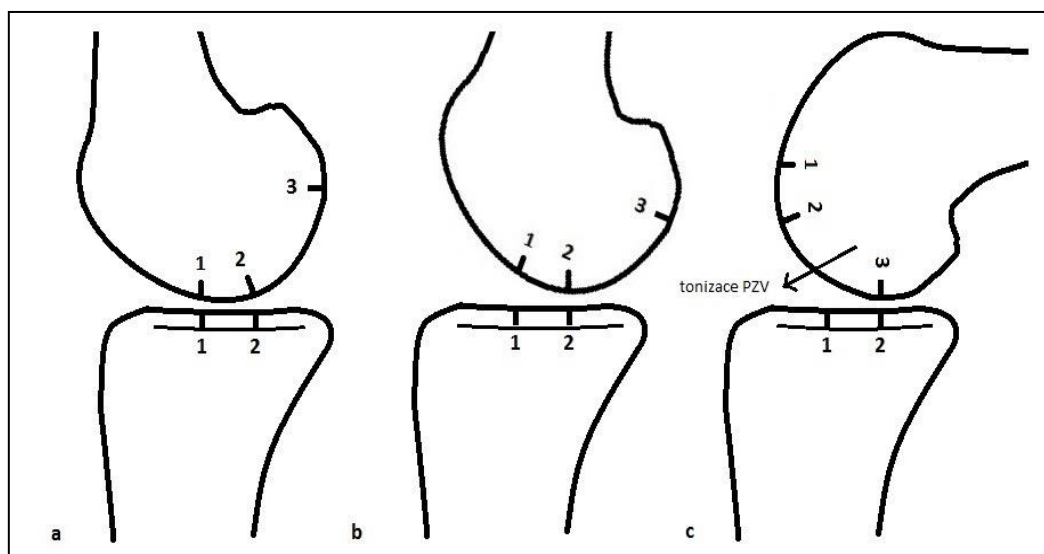
Biomechanické vlastnosti předního zkříženého vazů jsou rovněž ovlivněny pohlavím. Hormonálně navozené změny biomechanických vlastností tkání, zejména elasticity a pevnosti vazové tkáně mohou mít vliv na zvýšené riziko poranění PZV u žen, jak uvádí Liu (25). Vyšší výskyt poranění PZV se vyskytuje u žen ve střední části menstruačního cyklu a je vázáno na hladiny ženských pohlavních hormonů. Přímá souvislost rizika úrazu PZV a hladiny pohlavních hormonů však nebyla zcela prokázána. Je však experimentálně prokázáno, že biomechanické vlastnosti PZV u žen vykazují odchylky od mužů, především ve snížení pevnosti vazů v průběhu nárůstu působící síly na kolenní kloub. U žen dochází k výraznějšímu zrychlení antero-posteriorní translace tibie proti femuru v počáteční fázi pohybu kolenního kloubu, což vede k zvýšení působící síly na kolenní kloub. Ženy mají rovněž jiný vzorec aktivace stehenních svalů, zejména hamstringů jako rotačních stabilizátorů kolenního kloubu, čímž dochází k menší kontrole předozadního vektoru síly a rotace tibie proti femuru a tím zvýšenému riziku poranění PZV (Ford, 26). Dalším významným faktorem hrajícím roli v biomechanice kolenního kloubu jsou anatomické rozdíly mezi ženami a muži. Ženy mají častěji hyperextenzi až rekurvaci kolenního kloubu, což vede ke zvýšení úhlu mezi ligamentum patellae a přední plochou tibie, čímž narůstá předozadní vektor působící síly při kontrakci m.quadriceps a vzrůstá síla působící na PZV. Výše uvedené anatomické a biomechanické odlišnosti jsou hlavními rizikovými faktory, které vedou k vyšší incidenci poranění PZV u žen.

1.1.3. Kinematika kolenního kloubu

Kolenní kloub je nejsložitějším z kloubů v lidském těle. Stabilita a funkce kolenního kloubu je zajištěna systémem vazivových stabilizátorů a svalových úponů, které zajišťují pasivní i aktivní stabilitu kolenního kloubu. Kolenní kloub je tvořen třemi kostmi - femurem, tibií a patellou. Mezi těmito kostmi je možno rozlišit tři hlavní kompartmenty v kolenním kloubu - mediální, laterální a femoropatellární. Hlavními vazivovými strukturami jsou přední a zadní zkřížené vazy, dále pak mediální a laterální kolaterální vazy. Na pohybu v kolenním kloubu se podílí zejména extenzorová skupina obsahující m.quadriceps femoris, dále pak flexory kolena, které se dělí na mediální - hamstringy (m. semitendinosus, m. gracilis, m.semimembranosus) a laterální (m. biceps femoris).

Pohyb v kolenním kloubu se odehrává ve třech rovinách volnosti a ve třech rovinách translačního pohybu. Základní rovinou pohybu je pohyb v sagitální ose, jedná se o flexi a extenzi v koleni. Maximální hodnota rozsahu pohybu v sagitální rovině je 0-150°, u některých jedinců je možný i pohyb do výraznější hyperextenze, až do -10° vzhledem k 0° extenzi. Další rovinou pohybu je transversální rovina, ve které je při plné extenzi kolena možnost pohybu ve valgozitě a varozitě v rozsahu pohybu 6-8°. Větší rozsah pohybu v této rovině již může působit poškození vazivového aparátu kolenního kloubu. Poslední rovinou pohybu je rotace okolo podélné osy kloubu. Tato rotace je možná pouze při flexi v kolenním kloubu, kdy dochází k uvolnění vazivového stabilizačního systému kolena. Rozsah rotací v kolenním kloubu je 0-45° zevní rotace a 0-30° vnitřní rotace. Translačním pohybem je pohyb tibie a femuru vůči sobě v průběhu pohybu. Tento translační pohyb se odehrává zejména při přechodu z flexe do plné extenze a naopak. Translační pohyb tonizuje stabilizační vazivový systém kolenního kloubu a napomáhá k zajištění pasivní stabilizace kloubu, což je nezbytné při přenosu tělesné hmotnosti v rámci stojné fáze kroku. Translace probíhá ve třech rovinách posunu tibie vůči femuru. Jedná se o předozadní posun, kompresi kloubních ploch a medio-laterální translaci. Při flexi v kolenním kloubu dochází k translaci tibie ventrálně vůči femuru. Dochází ke změně kontaktního bodu ze středu kolenního kloubu v oblasti interkondylické eminence při plné extenzi do zadní části kondylů tibie při krajní flexi (Obr. 4). Rozsah translace tibie je udržován zejména intaktními zkříženými vazy. (Fu, 8).

Obr. 4. Kinematika kolenního kloubu. Změna polohy centra rotace a kontaktního bodu tibie a femuru: a) plná extenze, b) flexe 25°, c) flexe 90°. S postupující flexí se zvětšuje ventrální translace tibie a roste tonus PZV.



Pohyb v sagitální rovině je kombinací rotačního a valivého pohybu (Ishii, 27). Při flexi dochází nejdříve k prosté rotaci kondylů femuru okolo centra rotace za současné rotace tibie v transverzální ose. Od 25° flexe dochází k postupné translaci tibie ventrálně až do 140°, maximální flexe je pak limitována okolními měkkými tkáněmi. Stabilizace kolenního kloubu v plné extenzi je zajištěna zejména tzv. uzamčením kolenního kloubu. Jedná se o komplexní pohyb tibie proti femuru, který je řízen napětím zkřížených vazů. Při plné flexi je tibie vůči femuru v mírné zevní rotaci, tím jsou oba zkřížené vazy plně tonizovány a stabilizují kolenní kloub. Při přechodu do flexe dochází vlivem tahu PZV za proximální tibii k postupné vnitřní rotaci tibie vůči femuru. Toto je způsobeno větším předozadním rozměrem mediálního kompartmentu. Tímto pohybem dochází k tzv. odemknutí kolenního kloubu, což umožní předozadní translaci tibie, která je nutná pro maximální flexi. PZV stabilizuje tibii tak, aby nedocházelo k extrémní předozadní translaci. Při přechodu z flexe do extenze dochází k opačnému pohybu, kdy ZZV limituje zadní translaci tibie a při jeho tonizaci dochází k translaci tibie dorsálně. S postupující extenzí se zapojuje PL porce PZV, která opět převádí tibii do zevní rotace v plné extenzi a tím uzamyká kolenní kloub. V průběhu zamykání kolenního kloubu hraje PZV významnou roli. Při jeho nedostatečné funkci zůstává proximální

tibie při plné extenzi ve vnitřní rotaci, což zvyšuje tlakové síly uvnitř kolena a následně dochází k rozvoji osteoartrózy kolenního kloubu po úrazech PZV (Chaudhari, 28).

1.2. Poranění PZV

1.2.1. Etiologie a epidemiologie poranění PZV

K poranění PZV nejčastěji dochází při sportovních úrazech a podvrtnutích kolenního kloubu při pádech. U čerstvého poranění kolenního kloubu s postižením nitro-kloubních struktur dochází často k rozvoji krvavého výpotku v kolenním kloubu, tzv. hemarthrosu. Kompletní ruptura PZV může rovněž být provázena blokádou kloubu, kdy se pahýl vazů interponuje do kloubní štěrbině a omezí plnou extenzi kolenního kloubu. Tato blokáda může být rovněž způsobena současným poraněním a interpozicí menisků mezi kloubní plochy. Bezprostředně po úrazu může docházet i k deficitu extenze kolenního kloubu bez mechanické příčiny blokády, k tzv. pseudo-blokádě. Jedná se o reflexní omezení pohybu kolenního kloubu při iritaci proprioreceptorů na povrchu poraněného vazů. Tato pseudo-blokáda se většinou uvolní po odeznění bolestivé fáze či při celkové anestezii.

Incidence úrazů kolenního kloubu a poranění PZV v současné době stoupá. K poranění PZV dochází nejčastěji při sportovních úrazech při amatérském sportu, jedná se především o úrazy u pacientů v aktivní dospělé populaci a nyní častěji i u adolescentů (Philippou, 29). Incidence poranění zkříženého vazů se v současnosti pohybuje mezi 300-500/10 000 lidí ročně. Pro jednotlivce pak průměrné riziko poškození PZV činí 0,05 %/rok, u vrcholových sportovců je toto riziko výraznější a stoupá až na hodnoty 0,15-3 % ročně (Moses, 1).

Vlivem působící síly dochází k poranění PZV při několika základních mechanismech úrazu. Nejčastěji dochází k poranění PZV při plné extenzi a současném valgózním vektoru působící síly spolu s vnitřní rotací tibie. Jedná se hlavně o úrazy při kontaktních sportech či lyžování. Při tomto mechanismu se častěji poraní PL porce PZV, která má při plné extenzi větší tonus. Dalším základním mechanismem poranění PZV je hyperextenzní násilí při nadměrné aktivaci a silové zátěži m. quadriceps při současně zátěži končetiny, která působí přetržení struktury PZV nadměrnou elongací jeho struktury. K poranění struktury PZV může dojít i při nadměrné přední translaci tibie při prudké deceleraci, většinou spojené s násilnou vnitřní rotací tibie.

1.2.2. Diagnostika poranění PZV

Diagnostiku poranění PZV zakládáme na klinickém vyšetření, zobrazovacích metodách a hodnocení subjektivních obtíží udaných pacientem. Mezi nejčastější subjektivní obtíže udané pacientem patří pocity nestability, bolest a omezení funkce kolenního kloubu. Obtíže udávané jsou však výrazně závislé na době uplynulé od poranění PZV. V akutní fázi poranění dominuje bolest a pseudo-blokáda kolenního kloubu, zatímco zastaralé či opakované distenze PZV se spíše projevují pocitem nestability kolenního kloubu, která je pacientem výrazně negativně vnímána a může být provázena i bolestí po zátěži (Hellmark, 30).

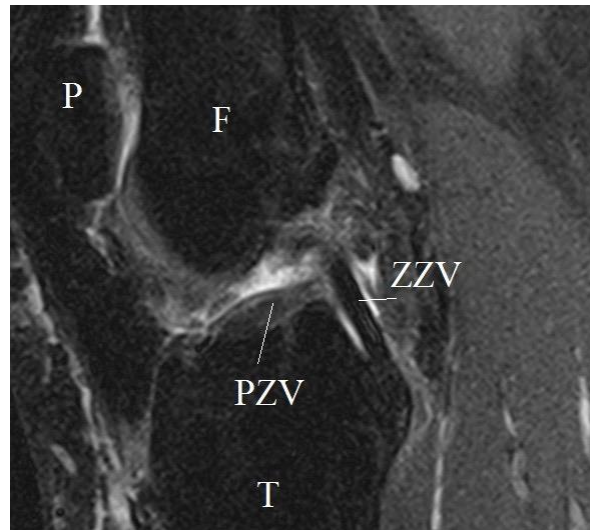
Vyšetření pacienta s podezřením na poranění PZV zahajujeme odebráním anamnézy se zaměřením na historii úrazů či pocitů nestability v minulosti. Dále zjišťujeme dobu trvání obtíží a jejich nástup, zda došlo k rozvoji pozvolna v delším časovém horizontu či jednorázově při úrazu. Po odebrání anamnézy pacienta klinicky vyšetříme, vyšetřujeme chůzi a možnost zatížení kolenního kloubu. Dále pátráme po přítomnosti výpotku a případně provádíme punkci kolenního kloubu. Po evakuaci výpotku zjišťujeme rozsah pohybů kolenního kloubu a pomocí klinických manévruů hodnotíme objektivně stabilitu kolenního kloubu.

Po úrazech využíváme k diagnostice rovněž zobrazovacích metod. Základní vyšetřovací metodou je prostý rentgenový snímek kolena ve dvou na sebe kolmých projekcích - předozadní a bočné. Při akutním poranění kolena pátráme po možných zlomeninách. Nejčastější sdruženou zlomeninou spojenou s poraněním PZV je tzv. Ségondova zlomenina laterálního kondylu tibie. Při déle trvající nestabilitě je možno na RTG snímku pozorovat přihrocení interkondylické eminence a postupně zvětšující se dorsální sklon tibiálního plateau. Tyto rentgenové projevy jsou však již známkami pokročilejšího stupně pouřazové artrózy kolenního kloubu. Hohmann et al. (31) zjistili, že pacienti s výraznějším dorsálním sklonem tibiálního plateau dosahují lepších klinických výsledků při subjektivně lepší stabilitě kolenního kloubu. Výrazné artrotické změny na rentgenovém snímku patří mezi relativní kontraindikace k náhradě zkřížených vazů.

Další zobrazovací metodou, která však vzhledem k nákladnosti a časové náročnosti stále nepatří ke standardnímu vyšetření při poraněních kolenního kloubu, je vyšetření pomocí nukleární magnetické rezonance (MR). Jedná se o metodu s dobrou senzitivitou i specificitou při hodnocení stavu měkkých tkání a chrupavčitých struktur v kolenním kloubu (Kosaka 32, Nam 33). Poranění PZV je při vyšetření dobře patrné jako snížení intenzity signálu vazů, až úplné přerušení jeho struktury (Obr. 5). Magnetická rezonance rovněž dobře odhaluje

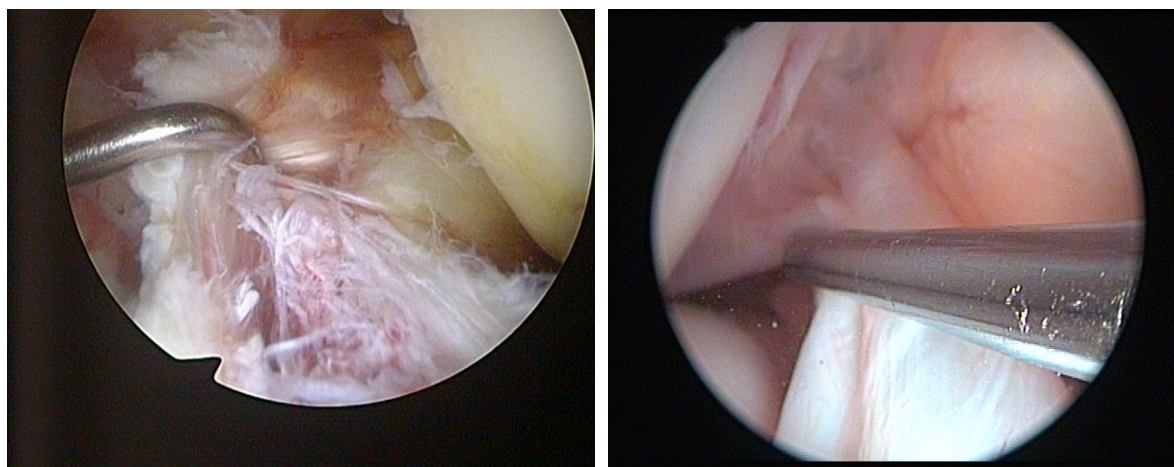
sdužená poranění kloubních chrupavek a menisků. Jedná se o cennou metodu při předoperačním plánování a strategii léčby poranění PZV. Na základě výsledků je možno přesně stanovovat strategii léčby a časování jednotlivých výkonů, zejména s ohledem na přidruženou patologii uvnitř kolenního kloubu.

Obr. 5. MR nález poranění PZV. Přední zkřížený vaz (PZV), zadní zkřížený vaz (ZZV), patella (P), femur (F), tibia (T). Patrné kompletní přerušování struktury PZV.



Za nejpresnější diagnostickou metodu v současné době považujeme artroskopické vyšetření kolenního kloubu. Jedná se již o invazivní operační výkon, kdy je do kloubu zavedena endoskopická optika. Vyšetření se provádí v celkové či svodné anestezii. Při artroskopickém vyšetření provádíme celkové dynamické vyšetření kolenního kloubu, je možno verifikovat rozsah poranění nitrokloubních struktur, zejména současné poranění menisků a chrupavek. Při poranění zkříženého vazy je při artroskopii patrné kompletní přerušování vazy (Obr. 6) nebo výrazné oslabení vazy a pokles jeho tonu (Obr. 6). Výhodou artroskopického ošetření je možnost provést diagnostiku a náhradu PZV v jedné době v rámci jednoho operačního výkonu při jedné anestezii, což snižuje perioperační rizika pro pacienta. Je však nezbytné, aby byl pacient již před výkonem seznámen s plánem ošetření kolenního kloubu a udělil k němu informovaný souhlas, z tohoto důvodu se na pracovišti autora artroskopické vyšetření provádí až na konci vyšetřovacího algoritmu v úvodu rekonstrukčního výkonu. Pokud je však v kolenním kloubu patrná rozsáhlá patologie na ostatních strukturách, postupujeme ve dvou dobách, kdy se při prvním výkonu ošetří přítomná patologie a náhrady PZV se již provádí plánovaně ve druhé době.

Obr. 6. Artroskopické vyšetření kolenního kloubu: vlevo- kompletní léze PZV traumatická, vpravo - insuficience PZV po starším úrazu.



1.2.3. Klinické vyšetření (metody hodnocení) stability kolenního kloubu

Stabilita kolenního kloubu je zajištěna primárními a sekundárními stabilizačními systémy. Do skupiny primárních stabilizátorů patří vazivové struktury, které zajišťují maximální stabilizaci kolenního kloubu při určitém pohybu kolena. Při stabilizaci předozadního posunu tibie proti femuru má intaktní PZV zásadní význam, jako primární stabilizátor zajišťuje 85 % celkové stability. Sekundární stabilizátory jsou struktury, které pomáhají zajistit dokonalou stabilitu kloubu při pohybu. Do této skupiny se řadí zejména svaly a šlachové úpony v okolí kloubu, kloubní pouzdro a anatomické varianty skeletu. Při poškození primárních stabilizátorů je stabilita udržována sekundárními stabilizátory, tyto tkáně však nejsou biomechanicky uzpůsobeny k odolávání zvýšené zátěže a dochází k jejich postupné elongaci a ke zvýraznění nestability kolenního kloubu. Význam jednotlivých stabilizátorů byl ověřen na kadaverických studiích Noyesem (34).

Při klinickém vyšetření se využívají vyšetřovací manévry, které hodnotí stabilitu kolenního kloubu. Jedná se o standardizovaný soubor testů využitelných při vyšetření stability kolenního kloubu, hodnocení výsledků je však založeno na subjektivním hodnocení vyšetřujícím a významnou měrou závisí také na rutině a zkušenosti vyšetřujícího. V následujícím odstavci je popsáno provedení těchto vyšetřovacích manévru.

Nejčastěji prováděným manévrem je hodnocení tzv. předního zásuvkového testu. Pacient je v poloze na zádech na vyšetřovacím stole, vyšetřovaný kloub je flektován do 90°. Vyšetřující stabilizuje periferii končetiny svým tělem a vyzve pacienta k maximální možné relaxaci, poté provede trakci proximální tibiae ventrálně proti femuru. Při poranění PZV dochází k předozadnímu posunu tibiae, který není při intaktních vazech možný. Tento test je základním testem, avšak při akutním poranění jej v některých případech není možno efektivně provést pro bolest a ochranný spasmus svalů stehna, větší výpovědní hodnoty má při provedení v celkové anestezii (Sandberg 35).

Druhým nejčastěji využívaným testem je Lachmanův test. Pacient je rovněž v poloze na zádech, vyšetřované koleno je však pouze v 15° flexi. V tomto postavení vyšetřující uchopí jednou rukou proximální tibií a druhou fixuje oblast distálního femuru a vyzve pacienta k uvolnění svalstva stehna. Poté provede test předozadního posunu tibiae. Při poranění PZV opět dochází k zvýšenému předozadnímu posunu tibiae. Tento test lze objektivizovat za použití přístroje tzv. rolimetru (Obr. 7), který zaznamenává míru předozadního posunu tibiae vůči femuru. Tento přístroj je často využíván při objektivním hodnocení stability kolenního kloubu.

Obr. 7. Měření stability kolenního kloubu rolimetrem. Převzato z archivu kliniky (autor: MUDr. Petr Mašát).



Posledním často užívaným testem, který vyšetřuje rotační a předozadní stabilitu kolenního kloubu, je pivot shift test. Tento test se provádí v poloze pacienta na zádech. Vyšetřované koleno převede vyšetřující do flexe, jednou rukou fixuje distální femur a druhou nastaví bérec vyšetřované končetiny do vnitřní rotace a valgozity. V tomto postavení dochází při poranění PZV k subluxaci tibie do rotace, vyšetřující převede vyšetřovaný kloub do extense. Při poranění zkříženého vazů dochází ve 40° flexi k repozici proximální tibie doprovázené přeskočením tractus iliotibialis přes laterální kondyl tibie. Toto vyšetření je velice senzitivní pro odhalení rotační nestability při poranění PZV, nicméně je pacienty nepříjemně subjektivně vnímáno. Nejlepší senzitivitu má při provedení v celkové anestezii.

Objektivizace rotační stability je velice technicky náročná, využívá se při ní speciální vyšetření v pohybových laboratořích, které není v běžné klinické praxi zpravidla dostupné (Nagai, 36). Většina studií hodnotících rotační stabilitu kolena je prováděna na kadaverech (Harms, 37). Z tohoto pohledu je pro klinické testování rotační stability kolena nejčastěji využíván výše zmíněný pivot shift test.

1.2.4. Technika náhrady PZV

Náhrady PZV jsou prováděny ve zvýšené míře od 70. let 20. století. Své výsledky s náhradou vazů publikovali různí autoři např. Jones (38), Alm (39), Eriksson (40). Nejdříve se prováděla náhrada PZV otevřeným přístupem, s rozvojem artroskopie kolenního kloubu pak začala ve spektru operačních výkonů převládat miniinvazivní technika náhrady PZV.

V současné době je popsána velká řada operačních technik za využití různých typů fixačních materiálů a operačních přístupů. Stále však neexistuje přesná indikace užití jednotlivých typů štěpů a není určena jediná optimální technika náhrady. Indikace využití štěpů je velice individuální a odráží nejčastěji preferenci operátora či zvyklosti pracoviště. Klinické studie se přiklánějí k respektování původní anatomie PZV při technikách cílení kanálů. Náhrada PZV je ve svém principu založena na použití štěpu, který je zaveden do kanálů (či tunelů) vyvrtaných do tibie a femuru v místech průběhu původního vazů. Metody, kdy jsou štěpy zaváděny bez nutnosti vrtat do distálního femuru, tzv. „over the top“, se využívají zřídka, většinou u pacientů s nedokončeným kostním růstem, tak aby při zavádění štěpu nedocházelo k porušení růstové chrupavky distálního femuru, resp. k interakci fixačního materiálu z proximální tibiální fýzou. Metody fixace u této metody nezasahují do kostních kanálů a fixace štěpu je prováděna extraoseálně (McCarthy, 41).

Štěpy jsou do předem převrtaných kanálů fixovány za použití nejružnějších implantátů tak, aby nedocházelo k jejich uvolňování v průběhu pohybu. Při pevné fixaci je následně docíleno postupného vhojení štěpu do kostních kanálů a sekundární fixaci štěpu v kanálech. Jedná se o relativně složitou metodu náhrady, při které jednotlivé kroky a použité materiály hrají zásadní roli ve výsledné funkci štěpu a stabilitě kolenního kloubu. Přestože se jedná o metodu, která je ve svém principu s malými změnami využívána již od 80. let 20. století, dochází neustále k jejímu zdokonalování, zejména díky vývoji implantátů a operačních nástrojů, které urychlují a usnadňují tento standardní výkon. Ve světové literatuře stále panuje jistá kontradikce v názoru na optimální typ štěpu a operační techniku náhrady (Lidén 42, Vaishya 43, Inacio 44, Kim 45, Romanini 46, Lin 47, Mascarenhas 48, Gobbi 49). Převážně u štěpů ze šlach hamstringů dochází v posledních 15 letech k výraznému pokroku v operační technice a tím i zlepšení funkčních výsledků.

V následující části jsou uvedeny nejčastěji využívané metody cílení kostních kanálů, užitých štěpů a fixačních materiálů se zaměřením na jejich anatomii a biomechaniku. Při rekonstrukcích zkříženého vazů je důraz kladen zejména na uložení femorálního kanálu, tonizaci štěpu při náhradě a femorální fixaci štěpu. Jedná se o klíčové momenty, na kterých závisí pevnost a funkčnost rekonstruovaného PZV.

Tibiální kanál

Uložení tibiálního kanálu je v současné době standardní u všech metod náhrady PZV. Místo ústí tibiálního kanálu se nachází ve střední části tibiálního úponu v místě mediální části interkondylické eminence tibie. Cílení tibiálního kanálu se v sagitální rovině provádí do střední části původního úponu PZV a v transversální rovině v místě poloviny vzdálenosti okrajů laterálního a mediálního kondylu femuru do oblasti před zadní zkřížený vaz (Feretti 50, Ryan 51). Ústí tibiálního kanálu je nutno cílit velice přesně pomocí speciálních cíličů. V případě, že by kanál byl zaveden příliš dorsálně na tibií, docházelo by v průběhu štěpu k tzv. impingementu se zadním zkříženým vazem a tím i omezení flexe kolenního kloubu. V případě dorsálního zavedení štěpu by rekonstruovaný PZV ležel mimo anatomické uložení a ztrácel by biomechanické vlastnosti nativního PZV, čímž by byla omezena předozadní stabilita kolenního kloubu po náhradě vazů. Pokud se ústí tibiálního kanálu nachází naopak příliš ventrálně, dochází k interferenci štěpu a stropu interkondylické eminence při plné extenzi. V tomto případě dochází k omezení plné extenze kolenního kloubu, která je pacienty

velice negativně vnímána, jelikož vede k výraznému omezení funkce kolenního kloubu při běhu a sportovní aktivitě (Petsche 52, Mauro 53).

Při cílení tibiálního kanálu je doporučován sklon 55-60° vzhledem k ose tibie v sagitální rovině a 15-30° sklon ve frontální rovině. Takto vedený tibiální kanál zajišťuje optimální uložení štěpu a minimalizuje síly působící na štěp v průběhu kanálu a při jeho výstupu do kloubu, čímž se zvyšuje stabilita štěpu uvnitř kanálu a snižuje se riziko uvolnění štěpu (Ferretti, 50). Kanály je možno vrtat dvěma různými způsoby. Antegrádní vrtání se provádí kanalizovaným vrtákem po cílícím drátu. Tato metoda vrtání vytvoří tunel vedoucí z okraje mediální plochy proximální části tibie do středu kolenního kloubu. Výhodou této metody je snazší tonizace a manipulace se štěpem, nevýhodou je krvácení z kostního kanálu do podkoží a tvorba pooperačních hematomů a otoků lýtku. Další metodou vrtání je retrográdní technika, kdy je tibiální tunel vrtán speciálním zpětným vrtákem pouze v požadované a předem naměřené hloubce. Výhodou je menší invazivita při vrtání do kosti na okraji kortikální kosti proximální tibie a tím i menší riziko krvácení, nevýhodou této metody jsou zvýšené nároky na přípravu štěpu a metody fixace štěpu, což zvyšuje operační čas.

Femorální kanál

Místo optimálního uložení femorálního kanálu není na rozdíl od místa uložení tibiálního kanálu zcela jasně určeno. Biomechanicky je místo femorálního úponu zásadní pro správnou funkci rekonstruovaného PZV. Drobné odchylky v uložení femorálního kanálu mohou ovlivňovat předozadní i rotační stabilitu kolenního kloubu. V případě nedokonalého uložení může být rovněž omezena hybnost kolenního kloubu po operaci, případně může dojít k časnému selhání štěpu. Základními způsoby cílení jsou trans-tibiální technika a anteromediální cílení. Ve světové literatuře je v posledních letech příklon k anteromediálnímu cílení pro možnost obnovy předozadní i rotační složky stability kolenního kloubu s cílením do oblasti původního anatomického úponu PZV (Rue 54).

Transtibiální technika cílení femorálního kanálu

Jedná se o nejdéle používanou metodu cílení při náhradě zkřížených vazů. Při tomto typu náhrady jsou kanály pro uložení štěpu cíleny tak, aby respektovaly průběh AM snopce PZV. Tibiální kanál je cílen do přední části interkondylické eminence před úpon zadního zkříženého vazů. Po zavedení vodícího drátu je vytvořen kanál pomocí vrtáku. Femorální kanál je cílen pomocí cíliče zavedeného do kolenního kloubu přes tibiální kanál. Femorální kanál se nachází přibližně 2 mm před zadním okrajem laterálního kondylu femuru v místě původního úponu AM snopce. Při cílení tibiálního kanálu využíváme kostěnou hranu na dorsální straně stropu interkondylické fossy (Shino, 55). Výhodou této metody je její nižší technická náročnost a snazší manipulace v průběhu operačního výkonu. Je dobře reprodukovatelná a přináší dobré funkční výsledky (Musahl, 56). Transtibiální technika má své opodstatnění i u použití u adolescentů a pacientů s nedokončeným kostním růstem. Bylo prokázáno, že zasahuje méně do průběhu růstové chrupavky dist femuru, než je tomu u jiných metod cílení (Kachmar, 57). Při této metodě je velice dobře stabilizována předozadní translace tibie a stabilizace proti valgóznímu násilí v plné extensi kolenního kloubu. V posledních letech je však nahrazována jinými metodami cílení, jelikož má zásadní nedostatky při dosahování rotační stability při komplexním pohybu kolenního kloubu. Je nahrazována pouze jedna část původního zkříženého vazů, výsledkem jsou horší biomechanické vlastnosti rekonstruovaného PZV, jelikož není plně respektována anatomie nativního vazů. Tato metoda se z těchto důvodů nazývá neanatomická „single bundle“ technika. Hlavními nevýhodami této metody jsou zejména větší riziko omezení pohybu kolenního kloubu do extense i flexe při nepřesném zacílení kanálů. Zejména je zde riziko kontaktu štěpu PZV a stropu fossa intercondylica, což blokuje plnou extensi kolenního kloubu a zvyšuje riziko poškození štěpu při pohybu a deceleraci. Při této metodě cílení je rovněž průběh rekonstruovaného PZV příliš vertikální a z biomechanického hlediska je tím snížena schopnost rotační stabilizace kolenního kloubu (Chen, 58).

Technika anteromediálního cílení femorálního kanálu

Další metodou implantace štěpu je použití tzv. anteromediálního způsobu cílení femorálního kanálu. Daná technika cílení je využívána pouze při náhradě za použití jednopramenného štěpu, avšak oproti transtibiální technice se uložení femorálního kanálu

nachází ve střední části původního úponu PZV na mediálním okraji laterálního kondylu femuru. Cílení tibiálního kanálu je při této technice po technické stránce shodné s předchozí technikou, avšak cílení femorálního kanálu je prováděno nezávisle na uložení a směru průběhu tibiálního kanálu. K cílení je využíván anteromediální artroskopický vstup, kdy za pomoci speciálního cíliče zavádíme vodící drát více do středu původního femorálního úponu než při trans-tibiální technice (Rue, 54). Hlavní výhodou metody je obnovení anatomických a biomechanických vlastností PZV a zlepšení nejen předozadní, ale i rotační stability kolenního kloubu. Nevýhodou je složitější manipulace během výkonu, kdy je po dobu zacílení a vrtání kanálu nutno udržovat koleno ve flexi 100-120°, tak aby byl kanál umístěn anatomicky správně (Steiner, 59), což představuje technicky náročnější způsob.

Z této metody vychází i možnost cílení z anterolaterálního portu, kdy je možno vrtat femorální tunel retrogradně. Uložení ústí femorálního kanálu je obdobné, ale je možno lépe nastavit průběh kanálu ve femuru v závislosti na použité fixaci. Cílič se zavádí z laterálního vstupu, optika je v tomto případě přesunuta do anteromediálního portu. Výhodou této metody je lepší vizualizace umístění kanálu na femuru, nevýhodou je opět složitější manipulace s cíličem. Vzhledem k tomu, že se jedná o metody, kdy je kanál zaveden do stejného místa, uvádím je v jednom odstavci. Tato metoda cílení je v současné době akceptována jako neoptimálnější při anatomické single bundle náhradě PZV (Schurz, 60).

Double-bundle technika

Na základě přesného studia anatomické struktury a biomechaniky PZV byla navržena anatomická náhrada, kdy jsou v průběhu operace nahrazeny oba snopce vazů (Cha, 61). Cílení je prováděno dle cíličů v místech původního anatomického úponu jednotlivých snopců na tibií i femuru. Jedná se o nejsložitější metodu náhrady PZV, která klade vysoké nároky na zkušenost operační skupiny a technické vybavení pracoviště. Při této metodě jsou do kolenního kloubu postupně zavedeny dva na sobě nezávislé štěpy, které anatomicky rekonstruují obě složky původního kříženého vazů. Kanály pro náhradu jsou užší než při výše uvedené technice. Hlavní výhodou je přesná rekonstrukce jednotlivých částí PZV včetně jejich biomechanické funkce (Hara, 62). Tato metoda je však postupně opouštěna, jelikož se jedná o velice technicky i časově náročnou metodu. Tím, že je nutné vytvořit celkem čtyři kanály v kolenním kloubu a následně fixovat štěpy na čtyřech různých místech, dochází k prodloužení operačního času a zvýšení rizika selhání náhrady. Při hodnocení výsledků bylo

zjištěno, že tato metoda náhrady PZV vede k dobrým funkčním výsledkům při řešení rotační i předozadní stabilizace kolenního kloubu, které jsou však srovnatelné s neanatomickými metodami náhrady. Zároveň je při této operační metodě patrný nárůst komplikací během výkonu a po výkonu, což vyplývá z technické náročnosti metody a delšího operačního času (Lubowitz, 63). Daná metoda má své zastánce, avšak vzhledem k její náročnosti a srovnatelným dlouhodobým výsledkům se výrazněji nerozšířila.

1.2.5. Typy štěpů užívaných pro náhradu PZV

Principem náhrady PZV je náhrada původní struktury vazů štěpem, který je implantován do kostních kanálů v kolenním kloubu. Náhrada zkřížených vazů se v současné době provádějí nejčastěji za použití autologních štěpů z ligamentum patellae, nebo ze šlach hastringů (*m. semitendinosus* a/nebo *m. gracilis*). Jako další možnost náhrady se používají alogenní štěpy z lig. patellae, šlachy *m. tibialis posterior*, Achilovy šlachy, popř. štěpy ze šlachy *m. quadriceps*. K primárním rekonstrukcím se v současné době používají převážně autologní štěpy. Alogenní štěpy jsou indikovány u revizních operací po selhání primární náhrady vazů (Reverte-Vinaixa, 64). V minulosti bylo k náhradě využíváno i arteficiálních štěpů ze syntetických materiálů (dakron, polyester). Tyto náhrady však v současné době nejsou využívány pro špatné klinické výsledky (Legnani, 65).

Oba typy nejčastěji používaných autologních štěpů mají své výhody a nevýhody. Štěp z ligamentum patellae je nejdéle používaným štěpem k náhradě PZV a po dlouhou dobu byl považován za zlatý standard. Štěp je odebírán z přední strany kolenního kloubu, odebírá se střední třetina ligamentum patellae spolu s bločky kosti z proximální tibie a česky. Takto odebraný štěp je upraven na příslušnou velikost a poté implantován do místa náhrady. Výhodou tohoto typu štěpu je velmi dobré hojení, kdy kostní bločky zajišťují pevnou osteointegraci štěpu do kostních kanálů. Další výhodou tohoto štěpu je jeho pevnost, která je 2x vyšší, než je tomu u nativního zkříženého vazů (Handl 20, Noyes 66). Nevýhodou tohoto štěpu je výraznější oslabení stehenního svalstva při odstranění části proprioreceptorů z úponové šlachy svalu. Subjektivně je pacienty udávána větší bolestivost na přední straně kolenního kloubu v místě odběru štěpu (Lidén, 42).

Druhým nejčastějším typem štěpu je štěp vytvořený ze šlach svalů *m. semitendinosus* a *m. gracilis*. Tyto svaly jsou flexory a pomocnými rotačními stabilizátory kolenního kloubu. Odebírají se z oblasti *pes anserinus* při jejich úponu na tibi. Nejčastěji se používá

čtyřpramenný štěp z obou šlach či trojpramenný štěp z m.semitendinosus. Biomechanické vlastnosti štěpu jsou výrazně lepší, než nativní PZV. Pevnost čtyřpramenného štěpu je 4,5x větší než u nativního vazů. Další výhodou je výrazně menší bolestivost v místě odběru štěpu oproti štěpu z lig. patellae (Lidén, 42). Nevýhodou tohoto druhu štěpu je prodloužené hojení štěpu do kostních kanálů a s tím související zvýšené nároky na vlastnosti fixačního materiálu a dále riziko elongace štěpu v době jeho vhojování (Höher, 67).

V případě, že nemohou být použity výše uvedené typy štěpů, zejména u revizních operací či při riziku výrazného omezení funkce části kolenního kloubu při odběru štěpu, je možno využít alogenních štěpů. Tyto štěpy jsou získávány z tkáňové banky od dárců. Nejčastěji zmražený štěp z ligamentum patellae s kostními bločky nebo je možno využít štěpu z distální části m. quadriceps femoris s bločkem na jedné části štěpu. Hamstringové štěpy z tkáňové banky se v současné době v České Republice, na rozdíl od zahraničí, nevyužívají. Allogenní štěpy se po odběru za sterilních kautel zmrazují ve směsi tekutého dusíku tak, aby byl zastaven proces biodegradace tkání, a jsou rozmrazeny až přímo na operačním sále při rekonstrukčním výkonu. Výhodou těchto štěpů je možnost náhrady PZV bez zásahu do ostatních struktur kolenního kloubu a tato možnost je někdy využívána u vrcholových sportovců při primoimplantaci. Hlavní nevýhodou allogenních štěpů je vyšší riziko přenosu infekčních chorob, možnost reakce pacienta vůči štěpu, možné selhání či vstřebání štěpu a v neposlední řadě cenová náročnost (Strickland, 68). Z dlouhodobého hlediska však dosahují tyto štěpy dobrých výsledků a není prokázána vyšší incidence infekčních komplikací v porovnání s autogenními štěpy (Allmquist, 69).

Při porovnání biomechanických vlastností štěpu je z literárních zdrojů patrné, že nejlepší biomechanické vlastnosti má čtyřpramenný štěp ze šlach hamstringů, dále štěp z ligamentum patellae a poté allogenní štěpy, jejichž pevnost je snížena při úpravě štěpu. Všechny typy štěpů mají dle dostupných studií lepší vlastnosti než nativní PZV (Handl 20, Noyes 66).

Stále panuje výrazná nejednotnost v názoru na použití jednotlivých typů štěpu, historicky však dochází k postupnému přechodu ze štěpů z ligamentum patellae na šlachy m. semitendinosus a m. gracilis. Volba použitého štěpu je však stále individuální, závisí na preferenci operatéra a nárocích a také typu aktivity pacienta. U dětí a adolescentů jsou preferovány štěpy z hamstringů, pro menší riziko zásahu do růstové zóny distálního femuru a proximální tibie (Philippou, 29). U sportovců s vyššími nároky na extenzorový aparát preferujeme zpravidla hamstringový štěp, oproti tomu u sportů s nároky na zatížení flexorů kolena (např. atletika, fotbal) je s výhodou zvážit použití štěpu z ligamentum patelle.

Hamstringové štěpy jsou pak obecně preferovány pro pacienty vyššího věku s menšími nároky na stabilitu kolenního kloubu. Na základě statistiky na pracovišti autora v posledních 5 letech je však hamstringový štěp používán stále častěji i u mladých aktivních jedinců s přihlédnutím k výše uvedenému indikačnímu schématu dle typu aktivity pacienta. Na základě dostupných informací však stále nelze označit určitý typ štěpu za univerzálně nejlepší.

1.2.6. Metody fixace štěpu při náhradě PZV

Při náhradě PZV jsou zvolené štěpy implantovány do kostních kanálů. Pro dosažení fixace štěpu v kanálu se využívá mnoha typů fixačních materiálů. Mezi základní typy fixačního materiálu patří interferenční šrouby, transfixační implantáty a závěsné implantáty. V posledních letech dochází k výraznému rozvoji techniky fixace štěpu uvnitř kanálu. Jednotlivé typy implantátů se liší biomechanickými vlastnostmi, zejména pevností fixace, interakcí s okolními tkáněmi a možností uvolnění štěpu při cyklickém zatěžování (Kousa, 70, 71).

Interferenční šrouby jsou nejdéle využívanou metodou fixace, působí na principu obturace kostního kanálu a tlakové fixaci štěpu ke stěně kostního kanálu. Jedná se o metody tzv. „aperture“ fixace, jelikož k maximu fixace dochází v ústí kostního kanálu. Je možno využít antegrádní či retrográdní zavedení štěpu. Interferenční šroub má nejnižší pevnost v tahu a vyšší riziko selhání při cyklické zátěži, zejména u femorální fixace. Je vhodný na tibiální fixaci štěpu, která je méně silově zatížena než femorální část štěpu (Aga, 72). Vzhledem k lepší interakci mezi fixačním materiálem a štěpem je interferenční šroub vhodný zejména k fixaci kostních bločků do kostěného kanálu. Šlachové štěpy mají tendenci k tzv. „creepingu“, tedy postupnému uvolnění štěpu podél fixačního šroubu při zátěži. Tento jev je způsoben elasticitou struktury šlachových štěpů (Kousa, 70). Nevýhodou interferenčních šroubů, zejména u hamstringových štěpů, je možnost tvorby pseudocyst v proximální tibii a rozšíření tibiálního kanálu (Zabala, 73). V současné době je využíváno interferenčních šroubů vyrobených z titanu či z biokompozitních materiálů se obdobnými klinickými výsledky (Arama, 74).

Druhým základním typem fixačních prvků jsou metody fungující na principu transversální fixace štěpu v kanálu pomocí jednoho či několika fixačních prvků, které jsou zavedeny skrze strukturu štěpu a zajišťují tak retenci štěpu v kanálu. Tento typ fixace má při

mechanických testováních nejlepší pevnost v tahu a cyklickém zatížení. Nevýhodou tohoto druhu fixace je možnost přímého narušení struktury štěpu při zavedení fixačního prvku, což může negativně ovlivnit mechanické vlastnosti štěpu a vést ke zvýšenému riziku selhání štěpu v místě interakce štěp-fixační prvek. Daná technika fixace se využívá zejména u BTB štěpů k fixaci kostního bločku uvnitř femorálního kanálu (Mahirogullari, 75), lze ji však použít i u hamstringových štěpů.

Třetím základním typem fixace jsou implantáty závěsné, které využívají závěsu štěpu na fixačním prvku bez přímého zásahu do struktury štěpu. Tyto implantáty mohou být zavedeny a ukotveny přímo v místě štěpu nebo jsou fixovány skrze kortikální kost na konci vrtaného kanálu. Nevýhodou použití tohoto typu implantátů je riziko pružení závěsu fixačního prvku implantátu v kosti, což je označováno jako „bungee cord effect“, které může vést až k postupnému uvolnění štěpu a dilataci kostního kanálu. Riziko pružení dané fixační metody roste se vzdáleností pevného bodu fixace od štěpu (Cheung, 76). V současné době je tato metoda fixace nejčastěji používána u hamstringového štěpu k fixaci štěpu na straně femorálního kanálu.

Přestože je v posledních letech obecně preferována transfixační a závěsná metoda femorální fixace oproti interferenčnímu šroubu, není v literatuře dostupné porovnání těchto metod z hlediska rizika poškození a selhání štěpu.

2. Cíle a hypotézy dizertační práce

Jedním z cílů práce bylo vyhodnocení souboru pacientů operovaných na pracovišti autora. Za tímto účelem byla navržena studie, která hodnotí výsledky po rekonstrukcích PZV. Jako hlavní cíl této části práce jsme určili získání podrobných informací o funkci kolenního kloubu a zhodnocení dlouhodobých klinických výsledků po náhradě PZV u ženských pacientů. Hodnocení bylo zvoleno tak, aby odpovídalo současným poznatkům v oblasti náhrady PZV.

Druhým hlavním cílem této práce je porovnání biomechanických vlastností štěpu ze šlach hamstringů s cílem optimalizovat strategii fixace a postup přípravy štěpu hamstringů během operačního zákroku.

Vlastní práce je tvořena dvěma základními částmi. První částí je klinická studie, hodnotící výsledky standardně užívaných typů náhrady PZV. Druhou část práce tvoří biomechanický experiment navržený s cílem biomechanického testování vlastností různých typů femorální fixace hamstringového štěpu při náhradě PZV.

Klinická studie

Klinická část vlastní práce autora byla navržena tak, aby bylo možné objektivní porovnání klinických výsledků náhrady PZV za použití dvou nejčastějších typů náhrady PZV u ženské populace pacientů. Hlavním cílem klinické části je ověření hypotézy, zda je užití hamstringového štěpu při náhradě PZV u žen optimálnější metodou, zejména z hlediska subjektivní spokojenosti a vnímání bolesti u ženské populace, ve srovnání s použitím BTB štěpu. Druhou hypotézou, kterou měla klinická studie potvrdit, je skutečnost, že při porovnání BTB a hamstringových štěpů není z dlouhodobého hlediska rozdíl ve funkci a klinické stabilitě kolenního kloubu. Subjektivní hodnocení pacienty bylo založeno na schopnosti běžné denní zátěže kolenního kloubu a hodnocení bolestivosti. Objektivní lékařské hodnocení bylo zaměřeno na klinickou stabilitu kolenního kloubu po náhradě PZV, hybnost kolenního kloubu, dobu nutnou k návratu k plné aktivitě a procento komplikací, včetně nutnosti

případné re-operace. Na základě získaných výsledků lze doporučit techniku náhrady, která je vhodnější pro použití u ženské části populace pacientů.

Experimentální část práce

Experimentální část práce autora byla zaměřena na biomechanické testování femorální fixace u hamstringových štěpů. Femorální fixace je jedním ze slabých článků při náhradě PZV touto technikou. Vzhledem k pomalému hojení štěpu do kostního kanálu jsou na fixační implantát v primární fázi hojení kladeny zvýšené nároky. Při nedostatečné femorální fixaci či poškození štěpu při zavádění fixačního prvku může dojít k uvolnění napětí štěpu, poklesu jeho pevnosti a zhoršení biomechanických vlastností. K uvolnění femorální fixace dochází často při jednorázovém působení síly, na rozdíl od tibiální fixace, která spíše podléhá uvolnění při cyklické zátěži.

Cílem provedeného biomechanického experimentu na kadaverózních štěpech bylo určení biomechanické pevnosti hamstringového štěpu v závislosti na použitém typu fixační techniky při konstantní působící síle. Hodnocena byla zejména kvantifikace rozdílu mezi technikami, které nezasahují do struktury štěpu, proti technikám, které strukturu štěpu narušit mohou. Základní hypotéza této experimentální části práce autora předpokládá, že techniky narušující štěp mohou ovlivnit pevnost celého štěpu. Při trhacích zkouškách jsme rovněž hodnotili, jakým způsobem je ovlivněn štěp při nárazovém působení síly, které imituje úrazový mechanismus. Na základě výsledků studie je možno doporučit techniky fixace, které zaručují nejvyšší možnou pevnost štěpu a tím snižují riziko re-ruptury a selhání štěpu.

Základní hypotézy práce

Práce je koncipována tak, aby bylo možno potvrdit následující hypotézy. Ověření těchto základních hypotéz může přispět ke zlepšení klinických výsledků a strategie při ošetření PZV u žen.

Hypotéza č. 1 :

Hamstringový štěp je u ženské populace pacientů lépe subjektivně tolerován, nežli štěp z ligamentum patellae.

Hypotéza č. 2:

Ve stabilitě a funkci kolenního kloubu po náhradě PZV s použitím štěpu z ligamentum patellae a štěpu z hamstringů není z dlouhodobého hlediska statisticky významný rozdíl.

Hypotéza č. 3:

Fixační materiál, který při zavedení narušuje strukturu hamstringového štěpu, významně ovlivňuje biomechanické vlastnosti komplexu štěp - fixační prvek.

3. Klinická studie

3.1. Materiál a metodika klinické studie

Klinická část studie probíhala od ledna 2008 do prosince 2013. Zařazení pacientek a operace byly prováděny v letech 2008-2011, klinické sledování probíhalo do prosince roku 2013. Hlavní podmínkou pro zařazení do studie byla traumatická ruptura PZV bez předchozí nestability kolenního kloubu a žádné známky gonartrózy II. a pokročilejšího stupně dle Kellgrena a Lawrence na vstupním RTG snímku. Průměrná doba od úrazu činila v době zařazení 2,5 měsíce (2 dny až 6 měsíců od úrazu). Vylučovacími kritérii byla chronická nestabilita bez předchozí jasně anamnézy traumatu kolenního kloubu a nestabilita kontralaterálního kolenního kloubu na základě klinického vyšetření. Do studie jsme na základě splnění vstupních kritérií zařadili 150 pacientek s poraněním PZV, průměrný věk pacientek v době operačního výkonu byl 26 let (17 - 47 let). Ve sledovacím období 24 měsíců od operace prošly všechny sledované pacientky kontrolou po 12 měsících. Ke kontrole po 24 měsících od operace se nedostavily 3 pacientky bez nám známých důvodů (Jednalo se o 1 pacientku ze skupiny ošetřené BTB technikou a 2 pacientky ze skupiny hamstringové techniky).

Při náhradě PZV pomocí techniky BTB byl použit k femorální fixaci u 45 pacientek implantát RigidFix (Mitek, USA) a u 30 pacientek byl antegrádně zaveden interferenční šroub. Ve skupině hamstringového štěpu byl u všech sledovaných pacientek použit k femorální fixaci Transfix (Arthrex, USA) a k tibiální fixaci byl antegrádně zaveden interferenční šroub. Pro cílení femorálního kanálu byla u všech pacientek volena transtibiální technika. Pooperační režim byl u všech pacientek standardizován dle výše uvedeného schématu.

Klinická část studie byla koncipována jako prospektivní randomizovaná studie zaměřená na pacientky ženského pohlaví. Pacientky s verifikovaným poraněním PZV jsme rozdělili do 2 skupin pomocí obálkové randomizační metody, kdy jedné skupině byla provedena náhrada PZV za použití metody s použitím štěpu z ligamentum patellae, zatímco druhá skupina pacientek se podrobila náhradě PZV za použití štěpu z hamstringů (m. semitendinosus a m. gracilis). Operační metody a pooperační režim byly standardizovány a jsou uvedeny v předchozím odstavci. Hlavními sledovanými parametry u pacientek bylo hodnocení subjektivní spokojenosti a funkce kolenního kloubu, přítomnost bolesti na přední

straně kolena, rozsah pohybu vyšetřovaného kloubu a klinická stabilita kolenního kloubu. Výsledky jsme zaznamenali při klinických hodnoceních předoperačně a dále v odstupu 6 týdnů, 3 měsíců, 6 měsíců, 12 měsíců a 24 měsíců od operace. Hodnocení klinických i subjektivních výsledků bylo prováděno vždy jedním vyšetřujícím dle konstantního vyšetřovacího schématu, tak aby byla zajištěna maximální objektivnost zjištěných nálezů.

Ve sledovaných skupinách jsme zaznamenali i výskyt komplikací léčby či nežádoucích událostí. Zejména jsme sledovali výskyt hluboké žilní trombózy v období 6 týdnů od operačního výkonu. Dále jsme monitorovali výskyt infekčních komplikací a poruchy hojení jizev. Jako nežádoucí příhody byly určeny i opakované úrazy kolenního kloubu s nutností artroskopické revize kloubu.

Po provedení diagnostiky poranění PZV pomocí klinického vyšetření jsme jako hlavní vyšetřovací metodu určili diagnostickou artroskopií, při nálezu insuficientního PZV jsme pokračovali v jedné době v náhradě PZV. Operace byly provedeny celkem třemi operátéry se superspecializačním zaměřením na náhradu PZV.

Hodnocení subjektivní spokojenosti a funkce kolenního kloubu jsme provedli na základě vyhodnocení pacientkou vyplněného funkčního dotazníku. Pro potřeby subjektivního hodnocení jsme zvolili Tegner-Lysholmovo skóre jako dostatečně objektivní a prověřenou metodu, hodnotící jak funkci kolenního kloubu, tak subjektivní obtíže pacientek (Tegner, 77). Formulář je rozdělen do osmi částí a hodnotí se přítomnost bolesti, kulhání, omezení funkce při jednotlivých aktivitách, pocity nestability či omezení hybnosti vyšetřovaného kloubu. Maximální dosažitelná hodnota je 100 bodů. Hodnoty mezi 90-100 body jsou hodnoceny jako výborné funkční skóre, 84-90 jako dobré, 65-83 jako uspokojivé a < 65 jako špatný výsledek. V dotazníku je důraz kladen zejména na bolest a pocit nestability kolena, kdy tyto sledované parametry jsou hodnoceny až 25 body, přítomnost blokády 15 body, otoky a obtíže při chůzi na schodech 10 body, přítomnost kulhání, omezení kleku a nutnost opory jsou hodnoceny 5 body (Obr. 8.)

Hodnocení bolesti na přední straně kolenního kloubu jsme objektivizovali za pomoci metody hodnocení VAS (vizuální analogová škála), kdy byla bolest na přední straně hodnocena na stupnici od 0-10 bodů, kdy 10 je maximální možná představitelná bolest a 0 je stav zcela bez bolesti. Hodnota VAS byla zaznamenána spolu s klinickým hodnocením.

Pro zajištění objektivního měření stability kolenního kloubu jsme použili verifikaci předozadní translace tibie za použití rolimetru se zhodnocením předozadní translaci tibie vůči femuru v porovnání s kontraleterální končetinou (Mašát, 78). Zařízení je za účelem měření naloženo na kolenní kloub v 15° flexi a fixováno na distální tibií a na čěšce. Vyšetřovací

rameno rolimetru naléhá při vyšetření na oblast přední plochy tuberosity tibie. Toto rameno je opatřeno stupnicí, na které lze odečíst předozadní pohyb tibie v milimetrech. Následně je po instalaci zařízení provedeno vyšetření tzv. Lachmanovým testem, kdy je proximální část tibie předsunuta ventrálně oproti femuru. Za normální situace je předozadní translace tibie minimální. Při dysfunkčním PZV se však tato translace zvyšuje. Na stupnici rolimetru je poté možno určit hodnotu předozadní translace. Stejným způsobem je pak vyšetřena kontralaterální končetina. Hodnoty měření jsou porovnány a je určen rozdíl mezi oběma stranami. Hodnotu rozdílu předozadní translace tibie do 2 mm jsme ve shodě s jinými autory hodnotili jako normální nález, dále hodnotu posunu 2-5 mm jako lehce abnormální a hodnotu nad 5 mm jako klinicky významnou nestabilitu a selhání náhrady PZV (Pugh, 79). Hybnost kolenního kloubu a případné omezení hybnosti v sagitální rovině jsme hodnotili ve stupních pomocí goniometru. Vyšetření hybnosti stability kolenního kloubu bylo vždy hodnoceno výhradně autorem práce.

Obr. 8. Tegner-Lysholmovo skóre ve formě dotazníku použitého při klinické studii.

Tegner-Lysholm Knee Scoring Scale			
Jméno pacienta/ky:		Datum:	
Věk:			
Kontrola:	Před operací	<input type="checkbox"/>	Typ náhrady
	6 týdnů	<input type="checkbox"/>	BTB
	3 měsíce	<input type="checkbox"/>	Hamstring
	6 měsíců	<input type="checkbox"/>	
	1 rok	<input type="checkbox"/>	
	2 roky	<input type="checkbox"/>	
Na následující otázky se týkají různých aktivit. Prosíme zatrhněte ty, které nejlépe odpovídají vašemu aktuálnímu stavu.			
1. Kulhání		2. Opora při chůzi	
žádné	5	žádná	5
mírné, občasné	3	hůl, berle na delší chůzi	2
výrazné	0	nemožnost zátěže a chůze	0
3. Bolest		4. Nestabilita	
žádná	25	nikdy	25
mírná - při zátěži	20	občas při sportu	20
výrazná - při zátěži	15	často při zátěži a sportu	15
výrazná - při chůzi nad 2km	10	občas při běžné denní zátěži	10
výrazná - při chůzi do 2km	5	často při běžné denní zátěži	5
setrvalá	0	sostavně	0
5. Blokáda kloubu		6. Otoky, náplň	
nikdy	15	žádné	10
pocity přeskocení v kloubu	10	při sportu	6
občasná blokáda	6	při běžné zátěži	2
časté blokády	2	setrvalé	0
blokáda při vyšetření	0		
7. Chůze po schodech		8. Klek, dřep	
bez omezení	10	bez obtíží	5
mírné omezení	6	mírné omezení	4
pouze po jednom schodu	2	pouze do 90°	2
nemožno provést	0	nemožno provést	0
Celkové Skóre <input style="width: 50px; height: 20px;" type="text"/>			
hodnocení dle bodů			
<65 špatné, 65-83 dobré, 83-90 velmi dobré, >90 výborné			

Na konci studie jsme porovnali výsledky získané u obou skupin pacientů a takto získaná data jsme statisticky zhodnotili za použití standardně dostupného statistického software v rámci programu Microsoft Excel pomocí nepárového T-testu. Všechny sledované hodnoty byly uvedeny jako průměry a směrodatné odchylky vztažené na výchozí počet pacientek v jednotlivých skupinách. Jako statisticky významnou hladinu rozdílu jsme zvolili hodnotu $p = 0,05$. Jako statisticky významné jsme hodnotili rozdíly, kdy vypočtená hodnota p byla nižší, nežli námi zvolená hladina významnosti. Pokud byla hodnota vyšší, rozdíl jsme hodnotili jako statisticky nevýznamný.

V klinické části práce byly hodnoceny výsledky po náhradě PZV. Byly porovnány metody za použití dvou základních druhů štěpu, ligamentum patellae a šlach m. semitendinosus a m. gracilis. Každá z těchto metod má svá specifika při operačním postupu. V následujícím odstavci je popsána operační technika odběru, úpravy a implantace štěpu pro jednotlivé typy náhrad tak, jak byly použity při této studii. Postupy jsou takto standardizovány na pracovišti autora v době sestavení a provedení studie. Aby bylo možno porovnat jednotlivé metody náhrady, následoval po operaci jednotný pooperační a rehabilitační režim u všech sledovaných pacientek.

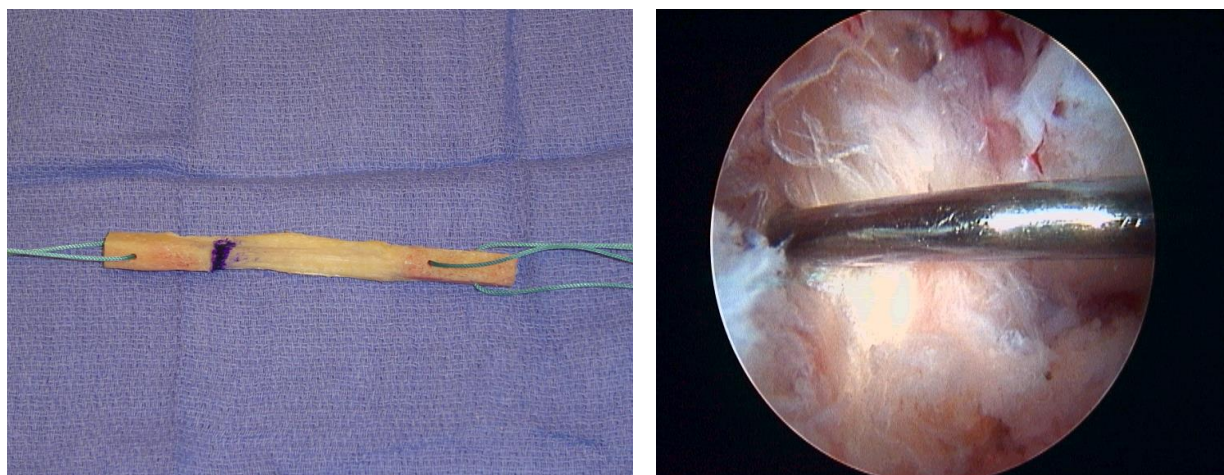
Operační technika náhrady PZV za použití BTB štěpu

Operační výkon je prováděn v celkové či spinální anestezii. Před implantací štěpu z ligamentum patellae je provedena artroskopická revize a diagnostika patologie uvnitř kolenního kloubu standardními artroskopickými vstupy. Po verifikaci nálezu ruptury PZV následuje odběr štěpu z ligamentum patellae.

Odběr štěpu se provádí z řezu na přední ploše kolenního kloubu nad ligamentum patellae. Nejdříve provádíme deliberaci fascie nad ligamentum patellae a poté je označena střední 1/3 úponové části ligamenta. V místě tuberositas tibiae je pomocí dláta vytvořen bloček o šíři 1 cm a délce 2,5 cm. Následuje uvolnění střední části lig. patellae pomocí podélného řezu vedoucího po obou stranách označené části štěpu od tuberosity tibie až k dolnímu pólu česky. Poté je pomocí oscilační pily vytvořen kostní bloček v distální části patelly o šíři 0,9 cm a délce 2-2,5 cm. Následně je štěp uvolněn. Po odběru štěpu máme k dispozici střední část ligamentum patellae o šíři 1 cm zakončenou na obou koncích kostním bločkem o délce 2,5 cm. Celková délka štěpu včetně kostních bločků je v optimálním případě

8,5-10 cm. Takto odebraný štěp je asistujícím lékařem upraven tak, aby byly kostní bločky cylindrického tvaru o velikosti 25 x 10 mm pro tibiální kanál a 25 x 9 mm pro femorální kanál. U pacientek s gracilním skeletem je možnost odběru kostních bločků o průměru 0,8 a 0,9 cm pro femorální i tibiální kanál. Povrch bločků je začištěn, aby při implantaci nedošlo k uvíznutí štěpu ve vrtaném kanálu. Střední část štěpu je očištěna od zbytků obalů a roztřepené okraje jsou zarovnané. Na konci úpravy štěpu jsou kostní bločky příčně provrtány a do otvorů jsou zavedena vodící vlákna. Upravený štěp je připraven k implantaci a uchován ve vlhkých rouškách, aby nedošlo k jeho vyschnutí a znehodnocení jeho struktury (Obr. 9).

Obr. 9. Štěp z ligamentum patellae po úpravě (vlevo), štěp po implantaci uvnitř kolenního kloubu (vpravo).



V době přípravy štěpu asistentem provádí operatér přípravu kolenního kloubu na implantaci štěpu. Tibiální kanál je cílen za pomoci cíliče na střední část úponové oblasti původního PZV. Poté je zaveden vodící drát. Úhel vrtání je obdobně jako u metody štěpu ze šlach hamstringů nastaven na 55° vzhledem k sagitální ose tibie. Tibiální kanál je vrtán vrtákem, jehož velikost je shodná s průměrem tibiálního bločku. Po vytvoření kanálu je za pomoci trans-tibiálního cíliče zaveden vodící drát do místa ústí femorálního kanálu, které se nachází v místě původního AM snopce PZV. Při cílení je zachován 2mm zadní okraj na distálním femuru. Po vodícím drátu je poté zaveden vrták velikosti femorálního bločku a vyvrtán kanál o hloubce 3 cm. Okraje ústí obou kanálů jsou očištěny od zbytků chrupavky a měkké tkáně. Následně je možná volba, buď je provedena femorální fixace za pomoci

interferenčního šroubu nebo transfixačních pinů (RigidFix, Arthrex). Při použití interferenčního šroubu je před implantací štěpu do femorálního kanálu zaveden vodící drátek pro interferenční šroub. V případě transfixačních pinů jsou z laterální strany vyvrtány vodící kanálky pro piny za použití cíliče zavedeného do femorálního kanálu.

Po přípravě kanálů a fixace je napříč kanály zaveden vodící drát s očkem na konci. Na tento drát je upevněno závěsné vlákno na femorálním bločku. Za pomoci vodícího drátu je štěp protažen do kostních kanálů a implantován do kolenního kloubu. Poté je štěp fixován ve femorálním kanále za pomoci interferenčního šroubu velikosti 7/20 mm nebo za pomoci transfixačních pinů (RigidFix, Athrex, USA). Stabilita štěpu v kanálu je ověřena zatažením za závěsná vlákna na tibiálním bločku. Poté je štěp tonizován provedením flexe a extenze kolenního kloubu za současného tahu za tibiální závěsné vlákno. Následně je štěp fixován do tibie interferenčním šroubem s průměrem o 2 mm menším, než je průměr vrtaného kanálu, a délkou 25 mm. V případě 10 mm tibiálního bločku se jednalo o šroub 8/25 mm.

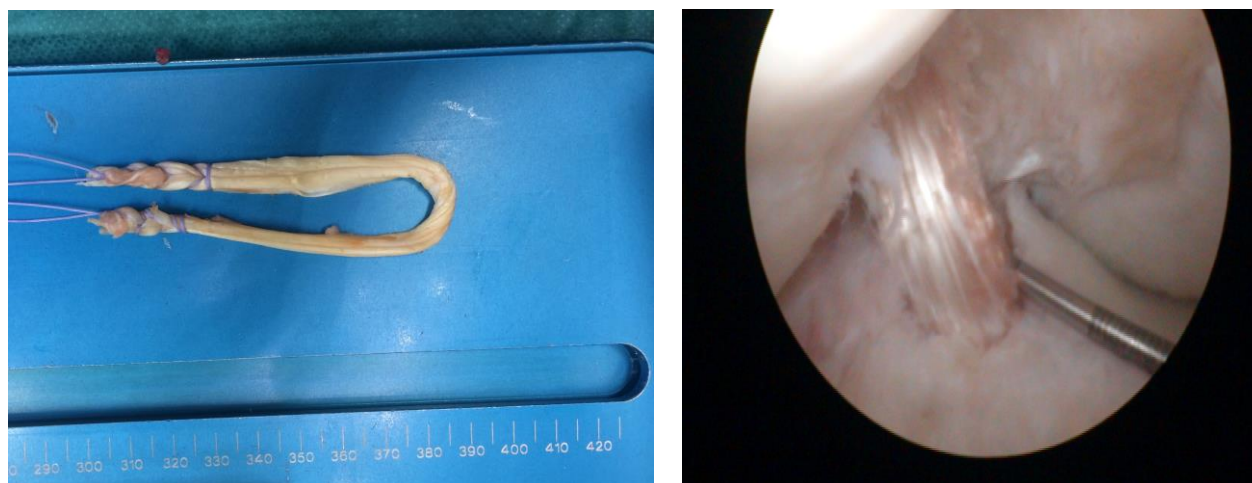
Napětí štěpu je kontrolováno artroskopicky vyšetřovacím háčkem. V případě dobrého tonu štěpu je proveden výplach kolenního kloubu, zavedena Redonova drenáž a operace je ukončena suturou ran. Končetina po operaci není fixována ortézou, pouze elastickou kompresí.

Operační technika náhrady PZV za použití štěpu z hamstringů:

Operační výkon je prováděn v celkové či spinální anestezii. Na začátku výkonu je v celkové anestezii provedeno klinické vyšetření a diagnostická artroskopie kolenního kloubu k verifikaci nálezu na zkříženém vazů.

V případě deficientního PZV následuje odběr štěpu z krátkého šikmého kožního řezu nad úponem pes anserinus na mediální straně proximální tibie. Po identifikaci šlach je nejdříve odebrána šlacha m. gracilis a poté m. semitendinosus za použití odběrové kyrety. Takto odebrané štěpy jsou zbaveny zbytků svalových vláken, upraveny na stejnou délku a volné konce šlach jsou sešity k sobě tak, aby vytvořily dvojpramenný štěp, který je následně přeložen na polovinu délky, čímž vznikne čtyřpramenný štěp (Obr. 10). Takto vytvořený štěp je tonizován na instrumentačním stolku. Průměr štěpu je změřen na měřicí šabloně tak, aby bylo možno určit šíři kanálu pro implantaci. Přípravu štěpu provádí asistující lékař na instrumentačním stolku.

Obr. 10. Upravený štěp ze šlach hamstringů připravený k implantaci (vlevo). Štěp po implantaci v kolenním kloubu (vpravo).



Po odběru štěpu operatér připravuje kolenní kloub pro implantaci štěpu. Za artroskopické kontroly je provedeno odstranění zbytků původního PZV a jeho obalů. Poté je zahájeno cílení tibiálního kanálu za použití cíliče na tibiální kanál. Nastavení úhlu vrtání je 55° v sagitální rovině. Takto nastavený úhel ovlivňuje délku kanálu v proximální tibií a je možno ho zvětšit při velmi dlouhém štěpu či zmenšit při krátkém štěpu. Tibiální kanál je v kolenním kloubu cílen na střední část původního úponu PZV na tibií v sagitální i transversální rovině. To odpovídá cílení mezi původní anatomické úpony anteromediální a posterolaterální porce nativního PZV. Poté je za použití cíliče zaveden vodící drát, po kterém je vyvrtán kanál za použití kanalizovaného vrtáku. Velikost použitého vrtáku odpovídala průměru štěpu. Poté je provedeno cílení femorálního kanálu za použití trans-tibiálního cíliče. Cílení je provedeno na mediální plochu laterálního kondylu femuru 2 mm před okraj zadní hrany kosti fossa intercondylica v místě původního úponu posterolaterální porce PZV na femuru. Následně je opět zavrtán vodící drát a vrtán kanál o délce 30 mm do femuru. Po vyvrtání kanálů je provedena příprava pro závěsnou techniku do femuru, kdy operatér zavádí dle cíliče vodící drát pro fixační pin kolmo ke stěně femorálního kanálu. Tento vodící drát je vysunut přes tibiální kanál na vnější plochu bérce tak, aby tvořil smyčku, do které je možno vložit štěp.

Po dokončení úpravy štěpu je štěp vložen do smyčky vodícího drátu a tahem za oba konce implantován přes tibiální kanál a zatažen do femorálního kanálu. Následuje zajištění

transfixačním pinem zavedeným po vodícím drátu z laterální strany distálního femuru. Tato technika zajistila ochranu struktury štěpu při zavedení fixačního prvku. Poté je provedena tonizace štěpu v kanálu provedením opakované flexe a extenze operovaného kolenního kloubu za současného tahu za distální závěsná vlákna ve štěpu. Takto tonizovaný štěp je zajištěn do tibiálního kanálu interferenčním šroubkem s průměrem o 1 mm širším, než je průměr vrtaného kanálu, a délkou 28 mm. Pro nejčastější průměr kanálu 8 mm je použit šroub 9/28 mm. Tento způsob fixace minimalizuje riziko uvolnění štěpu z interakce mezi implantátem a kanálem. Po zajištění v tibií je provedena kontrola pevnosti štěpu v kolenním kloubu za pomoci vyšetřovacího háčku. Pokud je tonus dobrý a kolenní kloub stabilní, může být operační výkon ukončen výplachem kloubu, zavedením Redonovy drenáže a suturou ran. V případě nedostatečné tonizaci štěpu je nutno interferenční šroub vyjmout, provést další tonizaci štěpu a opět zavést fixační šroubu tak, aby bylo dosaženo plné stability kolenního kloubu.

Po ukončení operačního výkonu ponecháváme, obdobně jako u předchozího typu operace, kolenní kloub bez fixace ortézou. Pouze zajišťujeme elastickou kompresi k prevenci otoku kolena a hluboké žilní trombózy.

Pooperační pohybový režim

Pooperační režim byl navržen ve spolupráci s fyzioterapeuty působícími na ortopedickém oddělení. Tento režim je standardizován a byl použit u všech vyšetřovaných pacientů, aby byl zajištěn jednotný režim a snížila se možnost ovlivnění výsledků studie při rozdílných režimech. Individuálně bylo přistupováno k farmakoterapii bolesti, kdy jsou patrné rozdíly mezi jednotlivými pacienty ve vnímání bolesti. Cílem je dosáhnout minimální pooperační bolesti, která by pacienta nelimitovala v provádění rehabilitačních cviků.

Pooperační režim byl rozdělen do dvou základních částí. V nemocniční fázi byl pacient sledován na lůžku po dobu 3-5 dní po operaci a na ni navazovala ambulantní část, jež zahrnovala domácí péči, ambulantní rehabilitaci a pravidelné ortopedické kontroly. V nemocniční fázi jsme se zaměřili na nastavení farmakoterapie bolesti, prevenci časných tromboembolických komplikací, zahájení rehabilitačního režimu a instruktáže pacienta. Ambulantní fáze zahrnovala domácí péči a rehabilitaci dle instruktáže a fyzioterapeutického plánu, dále ambulantní ortopedické kontroly a ambulantní rehabilitaci s postupným zvyšováním zátěže operované končetiny.

Nemocniční fáze je zahájena den před plánovanou operací, kdy jsou pacienti instruováni o pohybovém režimu na oddělení, fyzioterapeut provede úpravu francouzských holí a nácvik chůze o berlích. V den výkonu jsou po operační náhradě PZV sledovány vitální funkce pacienta po dobu minimálně 2 hodin do odeznění účinků anestézie. Bezprostředně po operačním výkonu je zahájena kryoterapie, elevace operované končetiny na lůžku a analgetická terapie dle bolesti na základě vyhodnocení skóre VAS. Pacienti jsou po výkonu kryti profylaktickým podáním dvou dávek širokospektrého antibiotika ve standardním režimu (cefalosporiny 2. generace, případně linkosamidy u alergické anamnézy), kdy první dávka je podána před začátkem výkonu a druhá 8 hod po předchozí dávce. Prevence tromboembolických příhod je prováděna pomocí LMWH (Clexane, Fraxiparine), kdy první dávka je podána 8 hod po ukončení výkonu a dále jedenkrát denně.

Od prvního pooperačního dne je zahájena aktivní rehabilitační péče. Jsou prováděna mobilizační a izometrická cvičení k zajištění propriocepce v oblasti m.quadriceps. Dále pacienti mobilizují končetinu na motorových dlahách v nastavení hybnosti 0-90° flexe. Maximální flexe je vždy nastavena individuálně dle stavu pacienta a bolesti operovaného kloubu. Minimální hodnota flexe v kolenním kloubu v době dimise byla 60°. Pacienti postupně vertikalizovali za použití opory francouzských holí. Nemocniční fáze trvá dle bolestí 3-5 dní po operaci, poté jsou pacienti propuštěni do domácí péče.

Ambulantní fáze je zahájena v den propuštění pacienta, kdy je pacientovi vydán terapeutický plán a instrukce týkající se domácí péče o ránu a operovanou končetinu. Prevence tromboembolických příhod je prováděna LMWH po dobu dvou týdnů od operace, dokud není dosaženo plné vertikalizace pacienta. První pooperační kontrola kolenního kloubu na ambulanci je prováděna 10-14 dní po výkonu. Je provedena extrakce kožních stehů, případně provedena punkce výpotku v kloubu. Pacienti jsou instruováni v rehabilitačním režimu dle aktuálního nálezu a je zahájena ambulantní rehabilitace se zaměřením na zlepšení hybnosti kolenního kloubu, izometrických cviků stehenních svalů a cvičení v zavřeném řetězci. Zátěž operované končetiny je povolena do výše ½ hmotnosti pacienta po dobu 6 týdnů od operace.

Po 6 týdnech od operace je zhotoven rentgenový snímek operovaného kolena a je zhodnoceno hojení štěpu do kostního kanálu. V případě dobré integrace štěpu je povolena postupná zátěž do výše 100 % hmotnosti. V rámci rehabilitační péče je přecházeno i na cviky v zavřeném řetězci a k postupnému zvyšování svalové síly stehenních svalů. Je umožněno využití rotopedu, vodoléčba a cvičení v bazénu. Běžná zátěž je povolena dle stavu a subjektivního pocitu pacienta. Sportovní aktivity jsou limitovány minimálně po dobu

3 měsíců od operace, kdy je možno zahájit aktivity bez násilných dopadů a rotací. Jedná se zejména o cvičení na balančních plochách, jízdu na kole a klus po rovném, měkkém povrchu. Kolektivní sporty je možno provozovat od 6 měsíců po operaci. Dle stavu svalového aparátu je možno na zahájení sportovní aktivity předepsat ortézu se čtyřbodovou fixací. Pacienti jsou dále vyšetřeni s odstupem 1 a 2 let od operace, kdy je hodnocena stabilita a subjektivní spokojenost.

3.2. Výsledky klinické studie

Hlavním cílem klinické části studie bylo hodnocení výsledků subjektivní spokojenosti pacientek na základě Tegner-Lysholmova skóre a dále na základě vyhodnocení dotazníků vyplněných v průběhu dvou let od operačního výkonu.

Průměrná hodnota Tegner-Lysholmova skóre před operací byla u skupiny BTB 56 a u skupiny hamstringů 52. V obou sledovaných skupinách došlo ke statisticky významnému zlepšení skóre ve sledovaném pooperačním období (hodnoty $p < 0,01$). Nejvyšší nárůst zlepšení jsme v obou skupinách pozorovali v průběhu prvních 3 měsíců od operace. V šesti týdnech byla průměrná hodnota skóre u obou skupin shodně 74. Při kontrole ve 3 měsících došlo k dalšímu zlepšení výsledků, a to na hodnotu 84 u BTB techniky a 85 u hamstringů. Ve dvou letech od operace jsme zjistili průměrnou hodnotu Tegner-Lysholmova skóre u BTB techniky 88 a u hamstringového štěpu 90. Při porovnání výsledků obou skupin jsme došli k závěru, že na základě funkčního hodnocení obou skupin je při užití hamstringového štěpu dosaženo lepších funkčních výsledků, avšak rozdíl mezi oběma technikami není signifikantní ani statisticky významný ($p = 0,30$). Výsledky při jednotlivých kontrolách jsou shrnuty v tabulce 1.

Tabulka 1. Hodnoty Tegner–Lysholmova skóre.

	Předoperační	6 týdnů	3 měsíce	6 měsíců	1 rok	2 roky
Ligamentum patellae (BTB)	55 (\pm 9,0)	75 (\pm 4,0)	84 (\pm 5,4)	86 (\pm 4,9)	88 (\pm 5,3)	88 (\pm 7,5)
Semitendinosu s-gracilis (Hs)	52 (\pm 8,9)	77 (\pm 4,1)	85 (\pm 5,5)	88 (\pm 5,0)	89 (\pm 6,0)	90 (\pm 7,6)
Rozdíl hodnot * (p)	p = 0,09	p = 0,10	p = 1,00	p = 0,98	p = 0,42	p = 0,30

* statistická významnost (p = 0,05)

Při hodnocení bolesti na přední straně kolenního kloubu za pomoci VAS skóre jsme zjistili, že v době 6 měsíců od operace udává výraznější bolesti (nad 3/10) 20 % pacientek (15 pacientek ze 75) ve skupině užívající BTB techniku, zejména při kleku a intenzivní rehabilitaci. Oproti tomu ve skupině užívající hamstringový štěp udávalo výrazné bolesti pouze 8 % pacientek (6 pacientek ze 75). Tento rozdíl ve vnímání bolesti v oblasti kolenního kloubu byl statisticky významný (p = 0,021). Při dalším sledování vývoje bolesti jsme zjistili, že ve dvou letech od operace poklesla procenta pacientek s výraznější bolestí na 6 % u BTB techniky a na 2 % u hamstringů a tento rozdíl již nebyl statisticky významný (p = 0,15).

Na základě hodnocení stability kolenního kloubu pomocí rolimetru jsme nejdříve zjistili výchozí předoperační hodnoty kloubní laxicity. Pro BTB skupinu jsme získali průměrnou hodnotu kloubní laxicity 11 mm oproti druhé straně (7-14mm) a u skupiny hamstringových štěpů jsme naměřili průměrný předozadní posun 10,6 mm (6-15mm). Tyto výchozí hodnoty byly srovnatelné a korelovaly se subjektivně udávaným pocitem nestability kolenního kloubu.

Na první klinické kontrole po operaci v 6 týdnech jsme zjistili rozsah pohybu kolenního kloubu v obou skupinách. V hamstringové skupině pacientky dosáhly plné extenze kolenního kloubu do 0° v 85 % případů (64 pacientek), zatímco ve skupině BTB v 78 % případů (59 pacientek). Tento rozdíl však nebyl statisticky významný. Hodnota průměrné kloubní laxicity byla u BTB techniky 0,6 mm (0-1 mm), ve skupině hamstringů jsme naměřili hodnotu 0,5 mm (0-2mm). Žádná ze sledovaných pacientek nespádala do skupiny abnormální kloubní laxicity.

Při hodnocení výsledků po 12 a 24 měsících od operace jsme zjistili, že hodnota kloubní laxicity je pro skupinu s BTB technikou v obou hodnoceních shodná 1 mm (0-12 mm). Ve sledovaném období 24 měsíců od operace byla u 3 pacientek indikována artroskopická revize kolenního kloubu (4 % sledovaných pacientek). Ve dvou případech se jednalo o traumatickou re-rupturu PZV při sportovním úrazu v období mezi 12. a 24. měsíci po primární náhradě. Plánovaná re-plastika byla u těchto pacientek provedena až po kontrole ve 24 měsících. Ve zbylém případě se jednalo o operační revizi pro deficit extense více než 10° a výraznou bolest na přední straně kolenního kloubu. Artroskopicky byla zjištěna interpozice hypertrofické vazivové tkáně na přední straně rekonstruovaného PZV (tzv. Cyclops léze), po odstranění této tkáně jsme našli intaktní štěp PZV a klinický stav a extense se po revizi výrazně zlepšily.

Ve skupině hamstringového štěpu jsme naměřili po 12 měsících od operace průměrnou hodnotu laxicity 1 mm (0-6 mm). Po 24 měsících došlo k mírnému prohloubení kloubní laxicity na 1,3 mm (0-10 mm). V této skupině pacientů jsme operační revizi kolenního kloubu indikovali u 4 pacientů (5 %) pro recidivující subjektivní kloubní laxicitu a příznaky poranění menisku. Ve dvou případech se jednalo o čerstvý úraz kolenního kloubu a u dvou pacientek došlo k postupnému rozvoji klinické nestability s artroskopickým nálezem selhání štěpu.

Při statistickém hodnocení obou skupin jsme zjistili, že skupina pacientek ošetřených BTB technikou má statisticky nevýznamně lepší hodnotu průměrné kloubní laxicity oproti skupině hamstringové ($p = 0,62$). Procento re-artroskopií kolenního kloubu je u obou skupin rovněž srovnatelné, bez výrazné statistické odchylky ($p = 0,70$). Dále jsme zjistili, že klinicky naměřená kloubní laxicita významně neovlivnila subjektivně vnímané výsledky vyplývající z Tegner-Lysholmova skóre. Výsledky porovnání stability u obou skupin jsou shrnuty v tabulce 2.

V dalších sledovaných parametrech jsme nezjistili žádné signifikantní rozdíly mezi jednotlivými skupinami. Incidence hluboké žilní trombózy po operaci byla u obou skupin shodná 6 % (4 pacientky ze 75). Ve skupině hamstringového štěpu jsme pozorovali rozvoj povrchové ranné infekce v místě odběru, která však byla ve všech případech konzervativně залéčena bez klinických následků. Klinicky významné omezení hybnosti kolenního kloubu po operaci jsme pozorovali u jedné pacientky ve skupině BTB techniky. Tato komplikace byla léčena operačně s dobrým výsledkem, jak je již uvedeno výše.

Tabulka 2. Hodnoty předozadní translace tibie měřené rolimetrem.

	Předoperační	6 týdnů	3 měsíce	6 měsíců	1 rok	2 roky	Re- artroskopie
Lig.patellae (BTB)	11 mm (± 1.8)	0.6 mm (± 0.5)	0.8 mm (± 0.8)	0.6 mm (± 0.7)	1 mm (± 1.1)	1 mm (± 2.0)	3
Semitendinosus- gracilis (Hs)	10.6 mm (± 1.8)	0.5 mm (± 0.6)	1.1 mm (± 0.8)	0.9 mm (± 0.8)	1 mm (± 1.0)	1.3 mm (± 2.1)	4
Rozdíl hodnot* (p)	p = 0,154	p = 0,300	p = 0,055	p = 0,064	p = 0,941	p = 0,624	p = 0,701

* statistická významnost (p = 0,05)

3.3. Diskuse ke klinické studii

Počet rekonstrukčních operací PZV v současné době stále narůstá. K poranění kolenního kloubu dochází nejčastěji při sportovních úrazech a při nekontrolovaných pádech. Poranění se přesouvají i do adolescentního věku, kde mají náhrady PZV rovněž velmi dobré klinické výsledky, jak uvádí v recentní studii Philippou (29). Zejména narůstá počet pacientů ve věkové skupině 18-25 let, kteří jsou ošetřeni pro poranění PZV, kdy velká část těchto pacientů patří do skupiny sportovně aktivních jedinců (Moses 1, Hägglund 2). Hill (80) poukazuje na fakt, že po poranění PZV dochází k časnému rozvoji artrotického postižení poraněného kloubu. Opotřebením chrupavky a měkkých tkání v kloubu lze přičítat zejména nestabilitě kloubu a opakované mikrotraumatizaci uvnitř kloubu. Klinické známky pokročilé osteoartrózy se objevují v horizontu 10-13 let po úrazovém poškození PZV a nejsou závislé na metodě ošetření, jak uvádějí ve svých pracích Murray (81) a Ahn (82). Je však obecným konsenzem, že operační řešení nestability kolenního kloubu je doporučováno zejména u pacientů do 40 let věku, kdy ještě nejsou výrazně patrné degenerativní změny na RTG snímku. Struwer (83) studoval funkci kolenního kloubu u pacientů po náhradě PVZ ve věkové skupině nad 50 let. V této věkové skupině nenalezl rozdíl mezi technikami náhrady PZV z hlediska rozvoje gonartrózy a funkce kolenního kloubu. Klinické výsledky byly velmi dobré i přes skutečnost, že 30 % pacientů vykazovalo zhoršení RTG známek artrózy.

Spokojenost pacientů byla více závislá na stabilitě a funkci kolenního kloubu, nežli na RTG nálezů.

Je klinicky prokázáno, že incidence poranění PZV v posledních 10 letech stoupá, zejména v ženské části populace dochází k výraznějšímu nárůstu ošetřených pacientek (Hewett, 84). Riziko poranění PZV při sportovních aktivitách je u žen 9:1 oproti mužům na stejné výkonnostní úrovni (Cimino, 85), přičemž u žen je i vyšší riziko opakovaného poranění PZV po náhradě vazů (Heijne 6). Nestabilita vyplývající z nedostatečné funkce PZV výrazně limituje úroveň zátěže a funkci kolenního kloubu vlivem symptomatické nestability kolena. Náhrada PZV výrazně zlepšuje funkční výsledky kolenního kloubu a umožňuje pacientovi plnohodnotný návrat k původní úrovni zátěže kolenního kloubu a sportovní aktivitě, jak jsme potvrdili v klinické části naší studie. Na základě těchto poznatků je patrné, že náhrada PZV je stále velice aktuální téma v rámci rekonstrukční artroskopie kolenního kloubu.

Přestože je v současné době operační náhrada uznávána jako základní metoda ošetření poranění PZV, stále panuje nejednotnost v názoru na optimální způsob náhrady a typ užitého štěpu. Užití jednotlivých typů štěpu a fixace je vysoce individuální a závisí zejména na preferenci operátora či pracoviště. V 90. letech 20. století byl za tzv. „zlatý standard“ považován štěp BTB z ligamentum patellae (Sadovský 86, Yunes 87). S nástupem techniky hamstringového štěpu byly vysloveny první polemiky o vhodnosti jednotlivých typů štěpu. Hodnocení dlouhodobých výsledků jednotlivých technik bylo proto věnováno velké množství klinických studií. Po dlouhou dobu byly BTB štěpy preferovány pro jejich lepší osteointegraci a rychlejší hojení v kostních kanálech (Suzuki, 88). Naproti tomu hamstringové štěpy vykazovaly výhodnější biomechanické vlastnosti (Brahmbhatt 89, Wilson 90). Původní výsledky hodnocení jednotlivých typů štěpů naznačovaly, že BTB štěpy mají lepší výsledky při dosahování kloubní stability oproti hamstringovým štěpům, jak ve své práci uvádí Gobbi (49), který rovněž poukazuje na fakt, že u ženské populace má užití štěpu BTB výrazně lepší výsledky než hamstringové štěpy. Toto potvrzují i údaje ze Skandinávských ortopedických registrů, v rámci kterých bylo hodnoceno velké množství pacientů (Persson 91, Rahr-Wagner 92). Výsledky vyplývající z těchto registrů poukazují na horší pooperační výsledky při použití hamstringového štěpu ve 2 letech po operaci. Údaje z těchto registrů jsou však shromažďovány z velkého množství zdravotnických zařízení, kdy pacienti nemají shodný pooperační režim ani jednotnou operační techniku, a proto mají výsledky z registrů v tomto ohledu nižší výpovědní hodnotu. V porovnání těchto studií s našimi výsledky docházíme

k názoru, že výraznější vliv na pooperační výsledky má jednotná operační technika a pooperační režim než typ užitého štěpu a fixace.

Zásadní změnou v klinických výsledcích a biomechanice hamstringových štěpů bylo zavedení moderních typů fixačních implantátů, což vedlo k výraznému zlepšení funkčních výsledků a snížení kloubní laxity (Milano, 93). Bylo rovněž prokázáno, že BTB technika má výrazný nárůst bolestivosti a obtíží v oblasti odběrového místa na přední straně kolenního kloubu v časném pooperačním období (Eriksson 94, Lidén 42), což zvyšuje riziko snížené spolupráce pacienta v rámci pooperační rehabilitace, na tento fakt poukazuje ve své studii Feller (95). Výše zmíněné nálezy proto naopak přímo vyzdvihují přednosti hamstringového štěpu. Z výsledků naší práce vyplývá, že dlouhodobé výsledky po náhradě PZV nejsou závislé pouze na míře stability kolenního kloubu v sagitální rovině, ale rovněž na přítomnosti bolesti a funkčního výsledku po náhradě. Zejména u ženské populace je toto hledisko závažným kritériem při hodnocení úspěšnosti dané metody (Feller, 95).

Dalším diskutovaným aspektem při porovnávání jednotlivých typů štěpu je míra ovlivnění pooperační funkce hlavních svalových skupin stehna, zejména pak m. quadriceps a flexorů kolenního kloubu (m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus). Ageberg (96) na základě klinického testování svalové síly při pohybu prokázal, že pacienti po náhradě PZV pomocí hamstringů vykazují výraznější snížení síly a aktivace flexorové svalové skupiny, zatímco pacienti po použití BTB techniky mají významnější omezení síly m. quadriceps a extenze kolenního kloubu. Obě výše uvedené svalové skupiny hrají roli ve stabilizaci kolenního kloubu při pohybu a zejména při sportu, jak uvádí Palmieri-Smith (97). Sañudo (98) studoval rozdíly v kinematice kolenního kloubu mezi muži a ženami. U žen dochází k výrazné preaktivaci hamstringů při silové zátěži při současné pomalé aktivaci m. quadriceps. U mužů je aktivace obou svalových skupin rovnoměrnější. Nerovnováha mezi aktivací m. quadriceps a hamstringy vede k výraznému zvýšení rotačních střížných sil uvnitř kolenního kloubu a může být jedním z rizikových faktorů ovlivňujících možnost poranění PZV (Ford, 99). V hodnocení svalové síly spatřujeme jednu z limitací naší studie, která nebyla zaměřena na hodnocení svalové síly a funkce stehenních svalů po operaci.

V posledních letech je v popředí zájmu zejména otázka rotační stability kolenního kloubu po náhradě PZV. Vzhledem k anatomickému uspořádání je za rotační stabilitu zodpovědná zejména posterolaterální porce PZV. Základním faktorem, jenž ovlivňuje vlastnosti nově rekonstruovaného štěpu, je uložení a směr femorálního kanálu, který je dán zejména technikou cílení kanálů. Bylo opakovaně prokázáno, že původní metoda transtibiálního cílení dosahuje horších klinických výsledků při dosahování stability kolenního

kloubu. Současně je všeobecně uznáván anteromediální typ cílení jako optimální metoda pro dosažení jak předozadní, tak rotační stability kolenního kloubu (Brown, 100). Rovněž techniky anatomické náhrady vykazují optimální výsledky pro biomechaniku kolenního kloubu (Muller, 101), avšak vzhledem ke své technické náročnosti nedošlo k jejich podstatnému rozšíření. Bylo rovněž prokázáno, že z dlouhodobého hlediska není mezi anatomickou rekonstrukcí a anteromediálním neanatomickým cílením významný rozdíl (Rue, 102). Všechny anatomické metody náhrady, které respektují anatomické uložení femorálního úponu PVZ, snižují riziko kontaktu štěpu ze ZZV a zvyšují rotační stabilitu kolenního kloubu. Anatomické uložení zkříženého vazy rovněž zlepšuje dlouhodobé výsledky, zejména z hlediska hodnocení návratu pacientů k úrovni sportovní aktivity po náhradě PZV. U anatomické náhrady je však vyšší riziko omezení plné extenze při možném útlaku štěpu uvnitř fossa intercondylica (Udagawa, 103). V tomto shledáváme limitaci naší studie, kdy jsme nehodnotili rotační stabilitu kolenního kloubu, ale pouze předozadní stabilitu.

Další limitaci spatřujeme v transtibiální technice cílení femorálního kanálu, která sice není z biomechanického hlediska optimální, pro studii však byla zvolena proto, že v době sestavování studie byla tato metoda na našem pracovišti stanovena jako standardní technika femorálního cílení. Na hlavní cíl studie, tedy porovnání jednotlivých typů štěpu, však zvolená operační technika femorálního cílení neměla vliv, jelikož byla shodná u všech sledovaných pacientek. Po zhodnocení subjektivní spokojenosti na základě funkčních dotazníků jsme došli k závěru, že metoda transtibiálního cílení neměla výrazný vliv na dlouhodobou subjektivní spokojenost pacientů. Tento fakt potvrzují i nejnovější studie, které porovnávaly použití anteromediálního cílení a transtibiálního cílení. U transtibiální techniky je nutné zacílit femorální kanál za současného zatlačení tibie do varozity, poté se ústí femorálního kanálu přibližuje anteromediální technice cílení a průběh štěpu má pozitivní vliv na zachování rotační stability kolenního kloubu (Rue, 102).

4. Experimentální část práce (biomechanický experiment)

Při sestavení experimentální části studie jsme se zaměřili na zjištění biomechanických vlastností hamstringového štěpu v závislosti na způsobu fixace. Testovali jsme transfixační metody femorální fixace, tedy takové metody, které jsou zaváděny kolmo na femorální kanál a fixace je zajištěna zavěšením štěpu uvnitř kanálu. Tyto metody mohou svým zavedením přímo narušovat strukturu štěpu. Při využití závěsné techniky je štěp pouze zavěšen okolo fixačního prvku, aniž tento zasahuje přímo do struktury štěpu. Cílem experimentální části této studie bylo potvrzení hypotézy, že techniky, které poškozují strukturu štěpu, zásadně ovlivňují biomechanické vlastnosti štěpu. K posouzení biomechanických vlastností jsme testovali míru ovlivnění mezní hodnoty síly nutné k selhání štěpu při náhlém působení síly, které odpovídá traumatickému ději. Náhlé působení síly je významné zejména v časné pooperační době, kdy může docházet k uvolnění fixace zejména ve femuru a tím i ke snížení biomechanické kvality štěpu či jeho selhání.

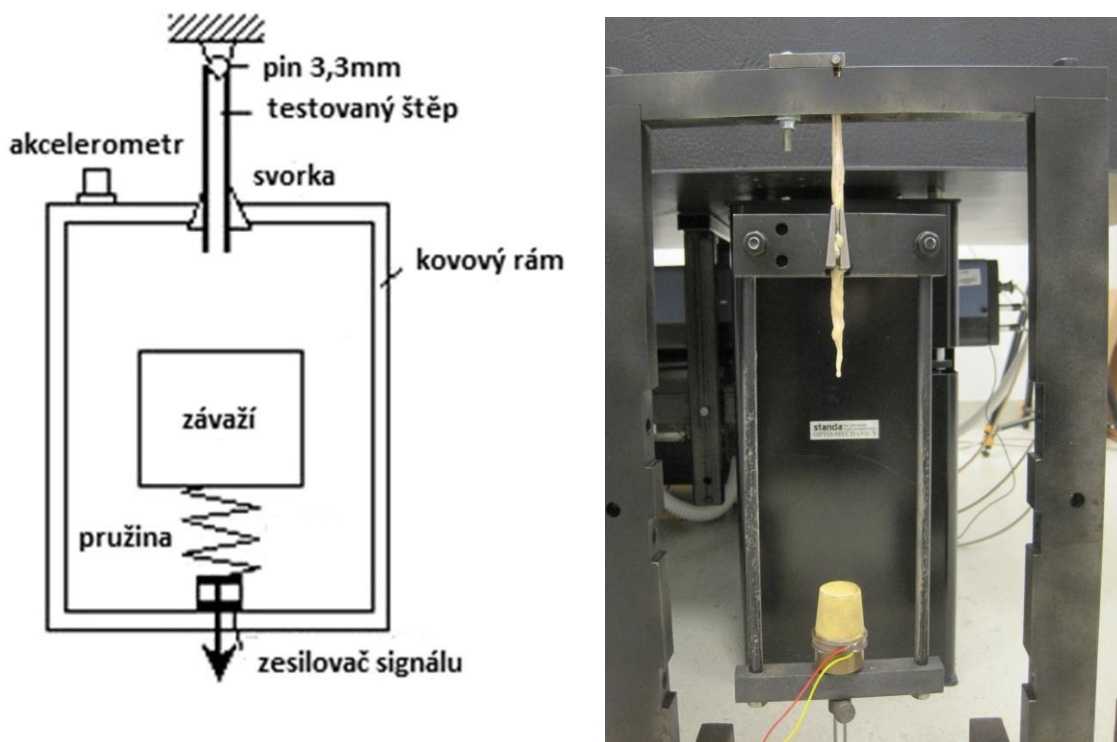
4.1. Materiál a metodika experimentální části práce

Tato studie byla koncipována jako laboratorní in vitro studie na humánních kadaverických štěpech. Testování bylo provedeno v rámci grantu na vývoj fixačního materiálu na hamstringové štěpy se souhlasem etické komise a v souladu se současnou platnou legislativou. Biomechanické vlastnosti štěpu byly určeny na základě impakčního dynamického testování padajícím závažím. Princip testování je založen na měření síly působící na štěp v reálném čase za současného sledování zrychlení celého systému. Z naměřených hodnot zrychlení, hmotnosti závaží a postupné elongace štěpu je možno s velkou přesností vypočítat sílu působící v reálném čase až do momentu selhání struktury štěpu. Využití laserového vibrometru umožňuje přesný odečet elongace štěpu při rychle probíhajícím procesu, kterým je působení padajícího závaží. Mezní síla nutná k selhání štěpu je následně odečtena z grafu závislosti elongace na působící síle, jako bod, ve kterém již nedochází k nárůstu působící síly, ale pouze k výraznému zrychlení pohybu testovací soustavy vlivem selhání struktury štěpu.

Testované štěpy jsme upevnili v testovacím rámu určeném ke zjištění biomechanické pevnosti. Tento rám byl již dříve kalibrován a využit v biomechanických testech (Handl, 20).

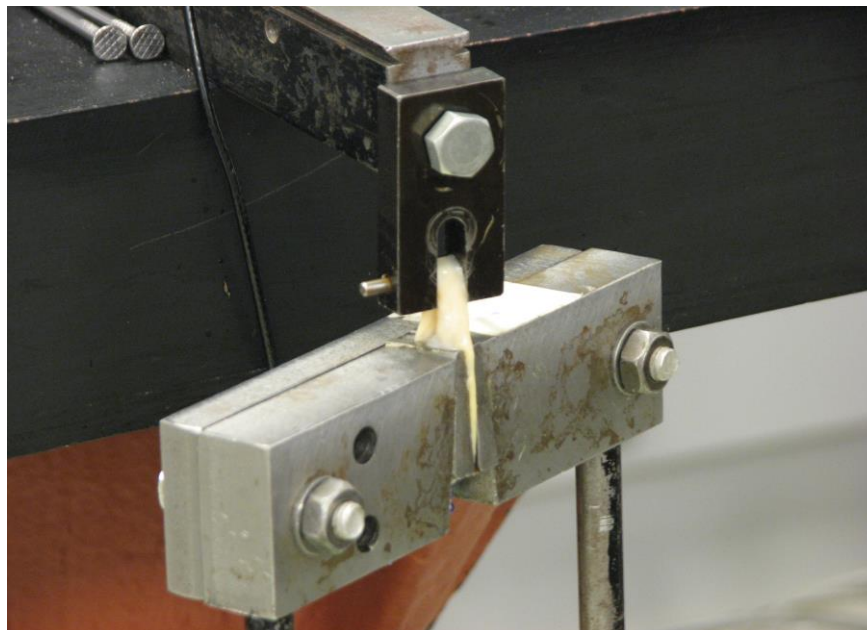
(Obr. 11). Testovací soustava sestává ze svorky na upevnění štěpu, těla rámu s upevněným zesilovačem signálu působící síly a závaží o hmotnosti 12,5kg s připojeným akcelerometrem. Toto závaží vyvíjelo testovací zátěž. Data jsme získali amplifikací signálu zesilovače za použití digitálního osciloskopu (Tektronics TDS 220), který zaznamenával působící sílu a akceleraci systému během testování.

Obr. 11. Schéma testovacího rámu a testovací rám připravený k impakčnímu testování štěpu.



K upevnění testovacích štěpů v rámu jsme upravili speciální svorku, která minimalizovala riziko vyklouznutí štěpu během testování (Obr. 12). Druhý konec štěpu byl u první testované skupiny upevněn zavěšením okolo fixačního prvku o průměru 3,3 mm, přičemž druhá testovaná skupina byla zavěšena pomocí transfixačního prvku o průměru 3,3 mm. Transfixační prvek procházel přímo strukturou připraveného štěpu při necíleném zavedení tak, jak k tomu dochází při peroperačním zavedení obdobných implantátů, kdy interakci se štěpem není možno přesně kontrolovat a ovlivnit. Velikost fixačních prvků vycházela z průměru sériově vyráběných fixačních implantátů.

Obr. 12. Testovací rám s upevněným štěpem, detail svorky pro upevnění vzorku.



V průběhu testování byla zaznamenána akcelerace testovací soupravy při působení síly. Testovací frekvence byla určena jako 10-1 s, což odpovídá reálnému zatížení in-vivo v lidském organismu (Bergmann, 104). Na základě měření jsme sestavili graf elongace testovaných štěpů v závislosti na působící síle, ze kterého lze přesně určit mezní hodnotu síly nutné k selhání struktury štěpu. Takto vyvinutý testovací systém umožňuje plynulé zatížení a téměř lineární elongaci štěpu v průběhu působící síly.

Hodnoty testovací síly jsme zaznamenali za použití piezoelektrického zesilovače. Toto zařízení vydává elektrický signál, jehož intenzita je přímo úměrná působící síle. Při zapojení zesilovače je možno signál upravit tak, aby bylo možno působící sílu odečítat v předem nastavených intervalech při zachování velmi dobré kvality signálu. Zesilovač byl zabudován v místě působení padajícího závaží. Energie působícího závaží byla vypočtena na základě měření celkového zrychlení závaží o známé hmotnosti. K měření zrychlení testovacího závaží jsme využili laserový dopplerový vibrometr Polytec OFV-302.

Získaná data uskutečněných měření byla porovnána pro jednotlivé štěpy a výsledky měření u jednotlivých skupin jsme porovnali a statisticky vyhodnotili pomocí statistického software Anova metodou. Hladina významnosti byla určena podobně jako u klinické části na hodnotu $p = 0,05$.

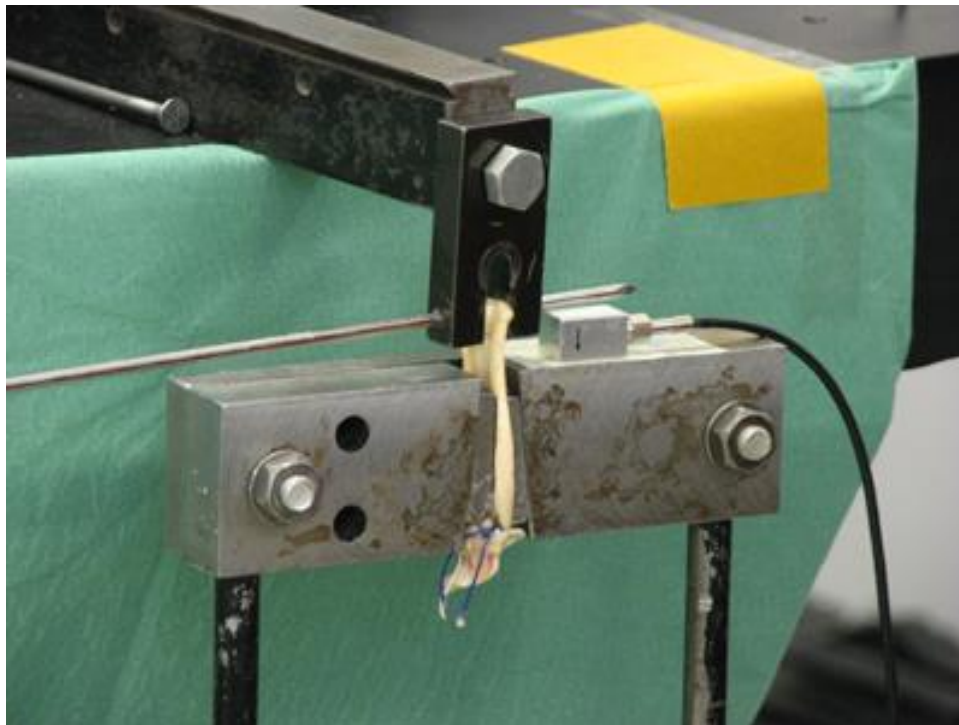
Ve studii jsme použili čerstvě zmrazené humánní kadaverické štěpy z m.semitendinosus a m.gracilis od 19 dárců (11 mužů a 8 žen). Celkem bylo pro testování získáno 38 štěpů m. gracilis a 38 štěpů m. semitendinosus. Průměrný věk dárců byl 52 let (47 - 72 let). Jednotlivé štěpy byly připraveny jako jednovláknové štěpy stejným způsobem, jak je to běžné u náhrady PZV. Po zhotovení smyčky ze štěpu jsme štěp na jeho volném konci prošli standardní křížovou suturou nevstřebatelným materiálem (Ethibond No. 2). Upravené štěpy (Obr. 13) jsme rozdělili do dvou testovacích skupin o 38 vzorcích, porovnávali jsme vždy srovnatelný štěp od stejného dárce v obou skupinách. První skupina simulovala situaci u štěpu fixovaného bez zásahu do struktury štěpu tak, jak je tomu u závěsných metod, které nezasahují do struktury štěpu (Tansfix, Arthrex, USA, nebo EndoButton, Smith&Nephew, USA). Druhá skupina simulovala upevnění štěpu, které zasahuje do struktury štěpu uvnitř femorálního kanálu (Rigid-Fix, Mitek, USA) (Obr. 14).

Testování probíhalo za standardních laboratorních podmínek při teplotě místnosti 20 °C, štěpy byly uchovávány za teploty -18 °C a rozmrazeny na teplotu okolí těsně před zahájením testování. Odebrané štěpy byly zpracovány a použity pro testování do 48 hodin od jejich odběru.

Obr. 13. Štěp hamstringu (m. semitendinosus) připravený k testování.



Obr. 14. Nastavení testovacího rámu. Testované štěpy jsou upevněny ve dvou testovacích skupinách. Fixace procházející strukturou štěpu (nahore), fixace bez narušení struktury štěpu (dole).



4.2. Výsledky experimentální části práce

Na základě hodnocení působící síly v čase jsme zjistili mezní hodnoty síly pro jednotlivé testované vzorky od shodného dárce. Z grafu závislosti elongace štěpu na působící síle je patrný okamžik, kdy došlo k výrazné akceleraci testovací soustavy a selhání štěpu (Obr. 15). Přesné hodnoty mezních sil získané během měření jsou uvedeny v tabulce 3. Po porovnání a zhodnocení výsledků testování jednotlivých testovaných vzorků jsme pozorovali statisticky významný rozdíl mezi testovanými skupinami. Mezní hodnoty síly pro skupinu štěpů s neporušenou strukturou vykazovaly oproti hodnotám naměřeným u skupiny štěpů s porušenou strukturou hodnoty o 52 % vyšší pro m.semitendinosus a o 59 % vyšší pro m.gracilis. Tento rozdíl mezi testovanými skupinami byl shledán jako statisticky významný $p < 0,01$, podrobné hodnoty tuhosti jednotlivých skupin jsou shrnuty v tabulce 3. Ze zjištěných výsledků vyplývá, že fixační metody, které zasahují do struktury štěpu, významně snižují pevnost samotného štěpu, a tedy potenciálně zvyšují riziko selhání štěpu. Tímto se potvrdila původní hypotéza, překvapivá je však míra snížení pevnosti štěpu o 50-60 % v případě jeho poškození během fixace.

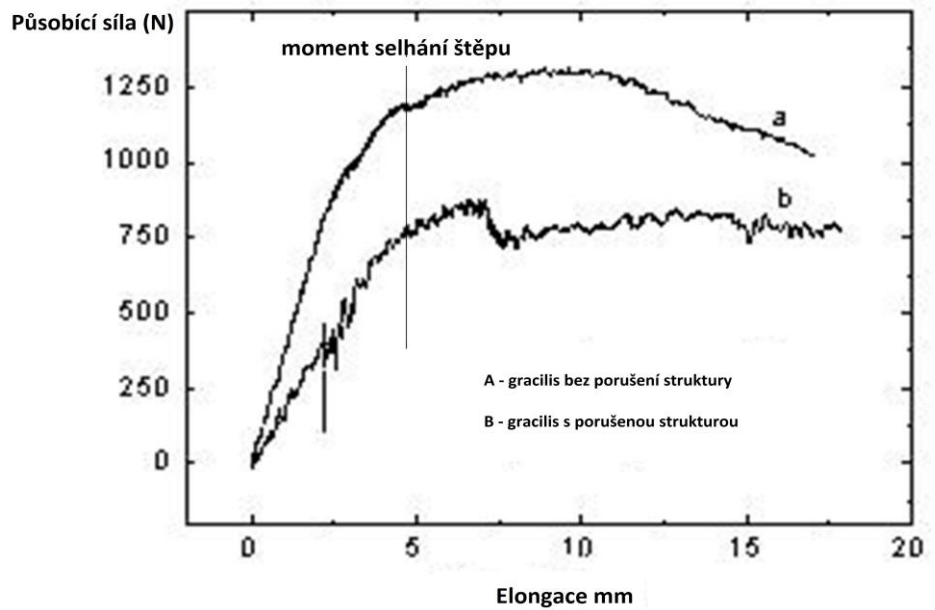
Tabulka 3. Hodnoty mezní síly selhání hamstringových štěpů m. gracilis a m. semitendinosus.

	Mezní síla (N)	Poměr mezní síly nepoškozené / poškozené štěpy (%)	Tuhost štěpu (N.mm ⁻¹)
Dvojpramenný m. gracilis (nepoškozený)	1 287 ± 134	64.7	372 ± 37
Dvojpramenný m. gracilis (poškozený)	833 ± 111 [†]		171 ± 49
Dvojpramenný m. semitendinosus (nepoškozený)	1 883 ± 198	52.9	432 ± 54
Dvojpramenný m. semitendinosus (poškozený)	997 ± 234 [†]		203 ± 46

[†] Statisticky významné snížení mezní síly ($p = 0.05$)

Obr. 15. Záznam z testovacího zařízení. Graf elongace štěpu v závislosti na působící síle.

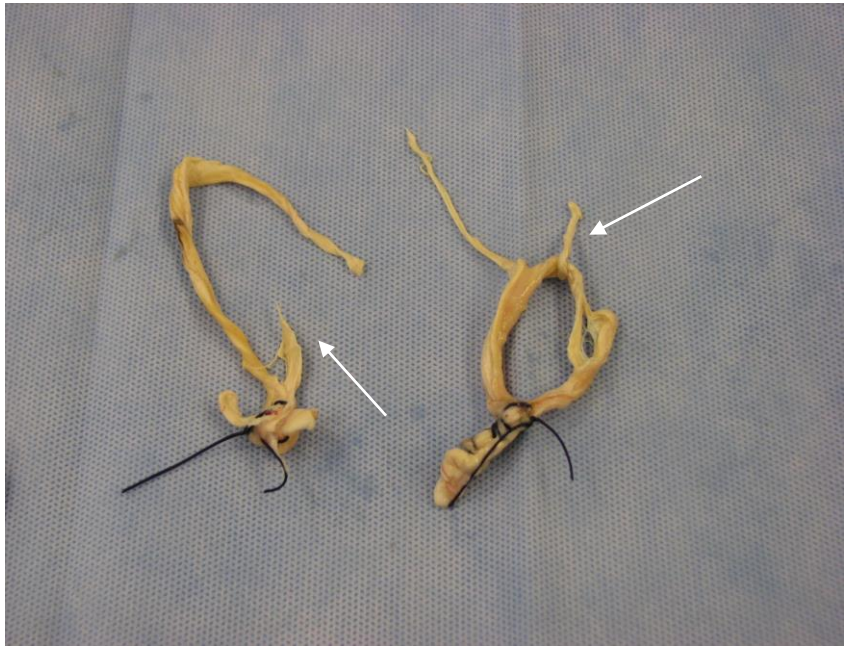
Selhání štěpu je patrné jako výrazná elongace bez dalšího nárůstu působící síly.



U obou skupin testovaných štěpů jsme v místě kontaktu s fixačním materiálem makroskopicky pozorovali nevratné porušení struktury vzorku (Obr. 16). Stejný makroskopicky patrný efekt jsme pozorovali v místě prošíání testovaného štěpu, velikost poškozené zóny štěpu však byla menší, než při poškození 3,3mm fixačním prvkem. Toto značí maximální koncentraci síly v místě poškození struktury štěpu, které je nezávislé na způsobu poškození struktury štěpu a je přímo úměrné velikosti poškozené části. K selhání štěpů docházelo vždy v místě poškození jejich struktury. V první skupině se jednalo o místo, kde končilo prošíání štěpu, u druhé skupiny se jednalo o místo průchodu fixačního prvku strukturou. Z uvedeného je patrné, že poškození struktury štěpu způsobuje nižší tuhost štěpu v momentu nárazu. Toto lze vysvětlit menším průměrem nepoškozené části štěpu a tedy zvýšením síly na jednotku plochy nepoškozeného štěpu.

Obr. 16. Testované vzorky m. gracilis vlevo bez porušení struktury - k selhání došlo v místě prošíání štěpu, vpravo - propíchnutý štěp, k selhání došlo v místě interakce s fixačním prvkem.

Místo přerušení struktury štěpu je označeno šipkami.



4.3. Diskuse k experimentální části práce

Genuario et al. (105) hodnotili ekonomické náklady na jednotlivé metody náhrady PZV. Ve své studii hodnotil základní typy štěpů, tedy BTB, hamstringy a alloštěpy. Po zhodnocení různých ekonomických hledisek, jakými byly operační čas, doba hospitalizace, spotřeba materiálu a analgetik, došel k závěru, že ekonomicky nejvýhodnější metoda náhrady je hamstringový štěp. Ekonomické aspekty jsou však rovněž vázány na jednotlivého pacienta a mohou se výrazněji měnit při výskytu pooperačních komplikací. Vzhledem k tomu, že dlouhodobé funkční a klinické výsledky jsou u hlavních typů štěpu srovnatelné, je v současné době ekonomický aspekt rovněž kritériem, které může být bráno v úvahu při volbě optimální strategie pro jednotlivé pacienty.

Rozdíly mezi jednotlivými typy štěpu jsou nejen v klinických výsledcích, ale štěpy se liší i svými biomechanickými vlastnostmi. Výrazné rozdíly je možno najít v interakci mezi štěpem a fixačním materiálem. V naší studii jsme se zaměřili na hodnocení femorální fixace, která je více zatížena při časně pooperační rehabilitaci a náhle působící síle na kolenní kloub při úrazech, zatímco dlouhodobé cyklické zatěžování více ovlivní tibiální fixaci (Stadelmaier, 106). Z klinických testování hodnotících pevnost materiálu určeného pro femorální fixaci provedených Kousou (70, 71) vyplývá, že největší pevnost mají trans-fixační metody, dosahující pevnosti nad 1 200 N, dále následují závěsné metody fixace a nejmenší pevnost

mají interferenční šrouby. Mezní hodnota selhání interferenčních šroubů ve femuru se pohybuje okolo 888 N. Pokud porovnáme tyto mezní hodnoty s hodnotami naměřenými během našeho testování, je patrné, že štěp s poškozenou strukturou dosahuje pevnosti menší než většina fixačních materiálů, a je tedy při působení vyšší síly na kolenní kloub náchylnější k selhání časně po operaci. Z našich výsledků vyplývá, že při výraznějším zásahu do struktury štěpu dochází ke snížení jeho pevnosti až o 50 % oproti nepoškozenému štěpu. Síla působící na nativní LCA při běžné zátěži nabývá hodnot až 133 N, zatímco časně po náhradě PZV je síla na působící štěp vyšší a nabývá hodnot až 161 N, což je způsobeno hypotrofií stehenního svalstva po operaci. Pokud dojde k výrazné silové zátěži, tyto hodnoty dále stoupají až několikanásobně, což experimentálně ověřili Li a Papannagari (107). Tato zjištění dokládají vyšší biomechanické nároky na použitý štěp.

Při konstrukci testovacího zařízení bylo nutno vyřešit problém s vibrací samotného testovacího rámu, která vznikala při nárazu závaží a výrazně zvyšovala hodnoty působící síly, které neodpovídaly běžné zátěži. Při použití kompenzační pružiny byl tento efekt minimalizován a docházelo k plynulému přenosu síly v čase bez nežádoucích vibrací vycházejících z testovacího rámu. Dále bylo při testování nutno počítat s elasticitou tkání, která výraznou měrou ovlivňuje chování biologické tkáně během zátěže, přičemž nejdříve dochází k elongaci tkáně a teprve poté k jejímu selhání. Aby bylo dosaženo hodnot zátěže při běžné chůzi, bylo použito závaží o hmotnosti působící silou 125 N.

Prošití štěpu je běžně prováděno jako součást přípravy hamstringového štěpu. V rámci naší studie byly proto štěpy prošity identickým způsobem jako u přípravy štěpu při běžné náhradě PZV. Je prokázáno, že prošití štěpu snižuje riziko uvolnění uvnitř kanálu, zejména pro interferenční fixační metody (Bravman, 108). V rámci testování docházelo u zavěšených štěpů k selhání vždy v místě sutury štěpu. Z výsledků naší studie tedy vyplývá, že prošití štěpu rovněž negativně ovlivňuje vlastnosti štěpu, a proto by se při přípravě štěpu mělo užívat pouze minimální množství šicího materiálu či používat fixační metody, které suturu štěpu nevyžadují.

Limitací této studie je fakt, že se jedná o kadaverickou studii s čerstvě zmraženými štěpy, což může negativně ovlivňovat absolutní hodnoty pevnosti tkáně. V tomto ohledu však byly všechny štěpy ve studii ošetřeny stejným způsobem a testování bylo prováděno za standardizovaných podmínek. Testování bylo rovněž prováděno jednorázovým testem selhání a nebylo použito cyklického testování. Jednorázový test padajícím závažím simuluje úrazový mechanismus s krátkodobým působením velké síly, zatímco cyklické testování verifikuje možnost pomalého uvolnění štěpu při běžné zátěži. Testování bylo prováděno

laboratorně a byly sledovány pouze biomechanické vlastnosti samotného štěpu. Je však známo, že in-vivo dochází k interakci štěpu a fixačního materiálu uvnitř kostních tunelů, což může rovněž ovlivnit biomechanické vlastnosti celé soustavy. V tomto ohledu jsme však metodicky postupovali ve shodě s dalšími autory (Higano 109, Jagodzinski 110).

5. Závěry dizertační práce

Z výsledků klinické části práce vyplývají poznatky, které mohou pomoci při sestavení optimálního léčebného postupu při rekonstrukcích PZV. Hlavní cíle, které jsme si zadali při sestavování této práce, byly splněny. Při hodnocení výsledků jsme získali dostatečné informace o klinických výsledcích náhrady PZV u ženské populace pacientů. V experimentální části pak byly ověřeny změny biomechanických vlastností v závislosti na narušení integrity štěpu. Na základě získaných výsledků bylo možno potvrdit základní hypotézy studie.

Po zhodnocení a analýze výsledků jsme formulovali následující odpovědi na hlavní stanovené hypotézy práce:

Hypotéza č. 1:

Hamstringový štěp je u ženské populace pacientů tolerován subjektivně lépe, nežli štěp z ligamentum patellae.

Hamstringový štěp je v krátkodobém horizontu po operačním výkonu výrazně lépe tolerován u pacientek ženského pohlaví, než štěp BTB. Základem pro lepší toleranci hamstringového štěpu je statisticky významně menší bolestivost a omezení funkce kolenního kloubu v rámci časné pooperační rehabilitace. S odstupem 2 let po operačním výkonu se však rozdíl mezi jednotlivými technikami vyrovnává a již není dále statisticky významný.

Hypotéza č. 2:

Ve stabilitě a funkci kolenního kloubu není mezi užitím štěpů z ligamentum patellae a hamstringů z dlouhodobého hlediska statisticky významný rozdíl.

V období 24 měsíců po operačním výkonu nebyl pozorován významný rozdíl v klinickém hodnocení funkce a stability kolenního kloubu. Funkce kolenního kloubu jsou za použití obou typů štěpu na základě vyhodnocení funkčních dotazníků srovnatelné.

Hypotéza č. 3:

Fixační materiál, který porušuje strukturu štěpu, významně ovlivňuje biomechanické vlastnosti komplexu štěp – fixační prvek.

Metody fixace, které narušují strukturu hamstringového štěpu, významně ovlivňují biomechanické vlastnosti štěpu. Míra snížení mezní síly nutné k selhání struktury štěpu je až o 60 % nižší při porušení struktury a integrity štěpu. Volba femorální fixační metody má tedy zásadní vliv na biomechanickou funkci štěpu.

Hodnocení dvouletých výsledků po náhradě PZV na základě randomizované klinické studie dosahuje výsledků srovnatelných s obdobnými soubory uvedenými v literatuře. Naše studie potvrzuje, že volba typu štěpu zůstává nadále vysoce individuální a záleží na dispozici pacienta, jeho anatomii a úrovni aktivity a zásadní roli hraje i preference operátora. Při dodržení standardních podmínek je možno dosáhnout použitím obou hlavních typů štěpu velmi dobrých a reprodukovatelných klinických výsledků.

6. Souhrn

Cíl: Cílem klinické práce bylo porovnání klinických výsledků náhrady předního zkříženého vazů kolena za použití štěpů z ligamentum patellae a m.semitendinosus a m.gracilis u ženské populace. V experimentální části jsme ověřili hypotézu, že interakce mezi štěpem a fixačním materiálem zásadně ovlivňuje biomechanické vlastnosti štěpu.

Metoda: Dizertační práce byla rozdělena do dvou základních částí – klinické studie zaměřené na zhodnocení dlouhodobých výsledků po náhradě PZV a experimentální části, ve které byly testovány biomechanické vlastnosti hamstringového štěpu. V klinické části jsme zhodnotili 150 pacientek po náhradě zkříženého vazů v průběhu 24 měsíců po operaci. Pacientky zařazené do studie byly randomizovány do dvou skupin. Jedné skupině byla provedena náhrada za použití štěpu z ligamentum patellae a druhé byl implantován štěp z m.semitendinosus a m.gracilis. Ve sledovaném souboru jsme hodnotili klinické výsledky dle Tegner-Lysholmova skóre, stabilitu kolenního kloubu proti kontralaterální straně, výskyt bolesti kolena po operaci a četnost nežádoucích komplikací léčby. Experimentální část byla založena na hodnocení biomechanických vlastností štěpu m.semitendinosus a m.gracilis při in-vitro trhacích zkouškách padajícím závažím za použití laserové měřicí techniky. Hodnotili jsme míru ovlivnění vlastností štěpu při porušení jeho struktury fixačním materiálem.

Výsledky: Klinické výsledky obou porovnávaných metod náhrady vykazovaly velmi dobré výsledky. Zlepšení průměrné hodnoty Lysholmova skóre v porovnání s předoperačními hodnotami bylo statisticky významné u obou sledovaných skupin pacientek. Mezi oběma skupinami nebyl statisticky významný rozdíl v průměrném Lysholmově skóre ve 2 letech od operace. Výsledné hodnoty byly 88/100 pro štěp z ligamentum patellae a 90/100 pro štěp z m. semitendinosus/gracilis. Průměrná hodnota předozadního posunu tibie byla u štěpu z ligamentum patellae 1 mm, u štěpu z hamstringů 1,3 mm. Tento rozdíl mezi oběma skupinami však nebyl statisticky významný ($p > 0,05$). Při hodnocení bolesti na přední straně kolena jsme zjistili statisticky významný rozdíl ve 12 měsících od operace, kdy skupina hamstringových štěpů vykazovala významně nižší hladinu bolesti dle VAS skóre oproti štěpům z lig. patellae ($p < 0,05$). V experimentální studii jsme potvrdili hypotézu, že porušení štěpu při zavádění fixačního materiálu může zásadně ovlivnit jeho biomechanické vlastnosti. Při porušení struktury štěpu fixačním prvkem byla mezní síla nutná k selhání štěpu o 55,5 % nižší než u intaktního štěpu.

Závěr: Klinické výsledky ukazují, že není patrný významný rozdíl ve stabilitě kolenního kloubu a funkčním skóre při použití dvou základních metod náhrady předního zkříženého vazů. Štěp z m.semitendinosus / gracilis je však pacientkami subjektivně lépe snášen zejména pro menší bolestivost v oblasti přední strany kolena po náhradě. Experimentální část poukazuje na významné ovlivnění vlastností hamstringového štěpu při jeho porušení v průběhu implantace, je proto vhodné volit takové techniky, které neporušují strukturu štěpu. Tím je zajištěna maximální pevnost štěpu a snižuje se riziko selhání štěpu.

7. Summary

Aim: The aim of clinical part of the study was to evaluate and compare clinical outcomes after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction using two main types of autografts in woman patients. Eperimental part of the study was designed to investigate the effect of graft interaction with the fixation material on biomechanical properties of the graft.

Methods: This study was dividend into two main parts, clinical study designed to test long term results of ACL reconstruction and experimental study testing biomechanical properties of hamstring graft. In clinical part of the study 150 female patients after ACL reconstruction were included in the study, follow up period was 24months. Patients were randomised into two groups. In one group ligamentum patellae (BTB) graft was used, and m.semitendinosus/gracilis (hamstring) graft was used in the latter group. Clinical results based on Tegner-Lysholm score, knee laxity compared with the contralateral knee and anterior knee pain were recorded for both groups and then compared. Experimental part of the study was designed to evaluate the biomechanical properties of hamstring grafts using load-to failure impaction testing using laser vibrometer mounted on a testing frame. The effect of graft's structure damage by the fixation material on the biomechanical properties of the graft was tested.

Results: The mean improvement in Tegner-Lysholm score compared to the preoperative values was statistically significant for both tested groups. There was no significant difference in results between both groups at 24 months after surgery. The mean score was 88/100 for BTB group and 90/100 for hamstring group. The mean value of anterior translation of the tibia was 1mm for BTB group and 1,3mm for hamstring group, this difference was not statistically significant ($p>0.05$). The only statistical difference between groups was in anterior knee pain in 12months postoperatively, the hamstring group showed significantly lower pain score when compared to BTB group ($p<0,05$). In 24 months this difference was no longer significant.

The experimental part of the study supported the hypothesis that the biomechanical properties will be significantly affected by the interaction with the fixation device. In case of graft damage by the fixation the absolute graft-to-failure force was reduced by 55,5% of the intact graft value.

Conclusion: Clinical results show no difference between the two main graft types in ACL reconstruction, regarding knee scores and stability. The hamstring graft is subjectively better tolerated by patients, mainly due to lesser anterior knee pain postoperatively. Experimental testing indicates significant effect of graft damage during implantation on the biomechanical properties of the graft. This supports the hypothesis that fixation methods that do not interfere with the graft's structure should be preferred to reduce the graft failure rate.

8. Použitá literatura

1. Moses B, Orchard J, Orchard J. Systematic review: Annual incidence of ACL injury and surgery in various populations. *Res Sports Med.* 2012, 20(3-4):157-79.
2. Brophy RH, Zeltser D, Wright RW, Flanigan D. Anterior cruciate ligament reconstruction and concomitant articular cartilage injury: incidence and treatment. *Arthroscopy.* 2010, 26:112-20.
3. Liden M, Sernert N, Rostgard-Christensen L, Kartus C, Ejerhed L. Osteoarthritic changes after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone or hamstring tendon autografts: a retrospective, 7-year radiographic and clinical follow-up study. *Arthroscopy.* 2008, 24:899-908.
4. Van der Hart CP, van den Bekerom MP, Patt TW. The occurrence of osteoarthritis at a minimum of ten years after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Surg Res.* 2008, 3:24.
5. Oiestad BE, Engebretsen L, Storheim K, Risberg MA. Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Am J Sports Med.* 2009, 37:1434-1443.
6. Heijne A, Hagströmer M, Werner S. A two- and five-year follow-up of clinical outcome after ACL reconstruction using BPTB or hamstring tendon grafts: a prospective intervention outcome study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015, 23(3):799-807.
7. Kautzner J, Kos P, Hanus M, Trc T, Havlas V. A comparison of ACL reconstruction using patellar tendon versus hamstring autograft in female patients: a prospective randomised study. *Int Orthop.* 2015, 39(1):125-30.
8. Fu F, Anatomy and Biomechanics of the Anterior Cruciate Ligament. In: Brown CH, Fu F, et al. *The Anterior cruciate ligament: Reconstruction and Basic Science.* Philadelphia: Saunders, 2008. pp 3-12. ISBN 978-1-4160-3834-4

9. Fujishiro H, Tsukada S, Nakamura T, Nimura A, Mochizuki T, Akita K. Attachment area of fibres from the horns of lateral meniscus: anatomic study with special reference to the positional relationship of anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015, Oct 29.
10. Pujol N, Queinnec S, Boisrenoult P, Maqdes A, Beaufils P. Anatomy of the anterior cruciate ligament related to hamstring tendon grafts. A cadaveric study. *Knee.* 2013, 20(6):511-4.
11. Hagino T, Ochiai S, Senga S, Yamashita T, Wako M, Ando T, Haro H. Meniscal tears associated with anterior cruciate ligament injury. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015, 135(12):1701-1706.
12. Andriacchi TP, Dyrby CO. Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech.* 2005, 38(2):293-298.
13. Panos JA, Hoffman JT, Wordeman SC, Hewett TE. Medio-lateral knee fluency in anterior cruciate ligament-injured athletes during dynamic movement trials. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2016, 33(4):7-12.
14. Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, Ma CB. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med.* 1999, 27(6):821-830.
15. Fu FH, Bennett CH, Ma CB, Menetrey J, Lattermann C. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med.* 2000, 28(1):124-130.
16. 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):85-89.

17. Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *J Orthop Res.* 2005, 23(2):340-344.
18. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2002, 30(5):660-666.
19. Takai S, Woo SL, Livesay GA, Adams DJ, Fu FH. Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 1993, 11(5):686-695.
20. Handl M, Drzík M, Cerulli G, Povýsil C, Chlpík J, Varga F, Amler E, Trc T. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: dynamic strain evaluation of the graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007, 15(3):233-241.
21. Crawford SN, Waterman BR, Lubowitz JH. Long-term failure of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2013, 29(9):1566-1571.
22. Shelburne KB, Pandy MG, Anderson FC, Torry MR. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech.* 2004, 37(6):797-805.
23. Bates NA, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Relative strain in the anterior cruciate ligament and medial collateral ligament during simulated jump landing and sidestep cutting tasks: implications for injury risk. *Am J Sports Med.* 2015, 43(9):2259-2269.
24. Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res.* 1997, 15(2):285-293.
25. Liu SH, al-Shaikh R, Panossian V, Yang RS, Nelson SD, Soleiman N, Finerman GA, Lane JM. Primary immunolocalization of estrogen and progesterone target cells in the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 1996, 14(4):526-533.

26. Ford KR, Myer GD, Schmitt LC, Uhl TL, Hewett TE. Preferential quadriceps activation in female athletes with incremental increases in landing intensity. *J Appl Biomech.* 2011, 27(3):215–222.
27. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1997, 343:144-150.
28. Chaudhari AM, Briant PL, Bevill SL, Koo S, Andriacchi TP. Knee kinematics, cartilage morphology, and osteoarthritis after ACL injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2008,40(2):215-222.
29. Philippou T, Kautzner J, Hladký V, Šťastný E, Havlas V. Evaluation of Outcomes after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Children and Adolescents. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2015, 82(6):398-403.
30. Helmark IC, Neergaard K, Krogsgaard MR. Traumatic knee extension deficit (the locked knee): can MRI reduce the need for arthroscopy? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007, 15(7):863-868.
31. Hohmann E, Bryant A, Reaburn P, Tetsworth K. Does posterior tibial slope influence knee functionality in the anterior cruciate ligament-deficient and anterior cruciate ligament-reconstructed knee? *Arthroscopy.* 2010, 26(11):1496-1502.
32. Kosaka M, Nakase J, Toratani T, Ohashi Y, Kitaoka K, Yamada H, Komura K, Nakamura S, Tsuchiya H. Oblique coronal and oblique sagittal MRI for diagnosis of anterior cruciate ligament tears and evaluation of anterior cruciate ligament remnant tissue. *Knee.* 2014, 21(1):54-57.
33. Nam TS, Kim MK, Ahn JH. Efficacy of magnetic resonance imaging evaluation for meniscal tear in acute anterior cruciate ligament injuries. *Arthroscopy.* 2014, 30(4):475-482.
34. Noyes FR, Grood ES, Butler DL, Raterman L. Knee ligament tests: what do they really mean? *Phys Ther.* 1980, 60(12):1578-1581.

35. Sandberg R, Balkfors B, Henricson A, Westlin N. Stability tests in knee ligament injuries. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1986, 106(1):5-7.
36. Nagai K, Hoshino Y, Nishizawa Y, Araki D, Matsushita T, Matsumoto T, Takayama K, Nagamune K, Kurosaka M, Kuroda R. Quantitative comparison of the pivot shift test results before and after anterior cruciate ligament reconstruction by using the three-dimensional electromagnetic measurement system. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015, 23(10):2876-2881.
37. Harms SP, Noyes FR, Grood ES, Jetter AW, Huser LE, Levy MS, Gardner EJ. Anatomic Single-Graft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Restores Rotational Stability: A Robotic Study in Cadaveric Knees. *Arthroscopy.* 2015, 31(10):1981-1990.
38. Jones KG. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using the central one-third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1970, 52(4):838-839.
39. Alm A, Gillquist J. Reconstruction of the anterior cruciate ligament by using the medial third of the patellar ligament. Treatment and results. *Acta Chir Scand.* 1974, 140(4):289-296.
40. Eriksson E. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am.* 1976, 7(1):167-179.
41. McCarthy MM, Tucker S, Nguyen JT, Green DW, Imhauser CW, Cordasco FA. Contact stress and kinematic analysis of all-epiphyseal and over-the-top pediatric reconstruction techniques for the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2013, 41(6):1330-1339.
42. Lidén M, Ejerhed L, Sernert N, Laxdal G, Kartus J. Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized study with a 7- Year follow-up. *Am J Sports Med.* 2007, 35(5):740–748.
43. Vaishya R, Agarwal AK, Ingole S, Vijay V. Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Review. *Cureus.* 2015, Nov 13;7(11):e378.

44. Inacio MC, Paxton EW, Maletis GB, Csintalan RP, Granan LP, Fithian DC, Funahashi TT. Patient and surgeon characteristics associated with primary anterior cruciate ligament reconstruction graft selection. *Am J Sports Med.* 2012, 40(2):339-345.
45. Kim SJ, Lee SK, Choi CH, Kim SH, Kim SH, Jung M. Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction for smoking patients. *Am J Sports Med.* 2014, 42(1):166-172.
46. Romanini E, D'Angelo F, De Masi S, Adriani E, Magaletti M, Lacorte E, Laricchiuta P, Sogliocca L, Morciano C, Mele A. Graft selection in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Traumatol.* 2010, 11:211–219.
47. Lin YC, Chen SK, Liu TH, Cheng YM, Chou PP. Arthroscopic transtibial single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon graft compared with hamstring tendon graft. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013, 133(4):523-530.
48. Mascarenhas R, Tranovich MJ, Kropf EJ, Fu FH, Harner CD. Bone-patellar tendon-bone autograft versus hamstring autograft anterior cruciate ligament reconstruction in the young athlete: a retrospective matched analysis with 2-10 year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012, 20(8):1520-1527.
49. Gobbi A, Domzalski M, Pascual J. Comparison of anterior cruciate ligament reconstruction in male and female athletes using the patellar tendon and hamstring autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2004, 12:534–539.
50. Ferretti M, Doca D, Ingham SM, Cohen M, Fu FH. Bony and soft tissue landmarks of the ACL tibial insertion site: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012, 20(1):62-68.
51. Rayan F, Nanjayan SK, Quah C, Ramoutar D, Konan S, Haddad FS. Review of evolution of tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction. *World J Orthop.* 2015, 18;6(2):252-262.
52. Petsche TS, Hutchinson MR. Loss of extension after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Am Acad Orthop Surg* 1999,7:119-127.

53. Mauro CS, Irrgang JJ, Williams BA, Harner CD. Loss of extension following anterior cruciate ligament reconstruction: analysis of incidence and etiology using IKDC criteria. *Arthroscopy*. 2008, 24(2):146-153.
54. Rue JP, Ghodadra N, Bach BR Jr. Femoral tunnel placement in single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study relating transtibial lateralized femoral tunnel position to the anteromedial and posterolateral bundle femoral origins of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*. 2008, 36:73-79.
55. Shino K, Suzuki T, Iwahashi T, Mae T, Nakamura N, Nakata K, Nakagawa S. The resident's ridge as an arthroscopic landmark for anatomical femoral tunnel drilling in ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010, 18(9):1164-1168.
56. Musahl V. A Modified Transtibial Technique Was Similar to an Anteromedial Portal Technique for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 2015, 97(16):1373.
57. Kachmar M, Piazza SJ, Bader DA. Comparison of Growth Plate Violations for Transtibial and Anteromedial Surgical Techniques in Simulated Adolescent Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*. 2016, 44(2):417-424.
58. Chen Y, Chua KH, Singh A, Tan JH, Chen X, Tan SH, Tai BC, Lingaraj K. Outcome of Single-Bundle Hamstring Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using the Anteromedial Versus the Transtibial Technique: A Systematic Review and Meta-analysis. *Arthroscopy*. 2015, 31(9):1784-1794.
59. Steiner M. Anatomic single-bundle ACL reconstruction. *Sports Med Arthrosc*. 2009, 17(4):247-251.
60. Schurz M, Tiefenboeck TM, Winnisch M, Syre S, Plachel F, Steiner G, Hajdu S, Hofbauer M. Clinical and Functional Outcome of All-Inside Anterior Cruciate Ligament Reconstruction at a Minimum of 2 Years' Follow-up. *Arthroscopy*. 2016, 32(2):332-337.

61. Cha PS, Brucker PU, West RV, Zelle BA, Yagi M, Kurosaka M, Fu FH. Arthroscopic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an anatomic approach. *Arthroscopy*. 2005, 21(10):1275.
62. Hara K, Arai Y, Ohta M, Minami G, Urade H, Hirai N, Watanabe N, Kubo T. A new double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using the posteromedial portal technique with hamstrings. *Arthroscopy*. 2005, 21(10):1274.
63. Lubowitz JH. Editorial Commentary: ACL Reconstruction: Single-Bundle Versus Double-Bundle. *Arthroscopy*. 2015, 31(6):1197-1198.
64. Reverte-Vinaixa MM, Minguell J, Joshi N, Diaz-Ferreiro EW, Duarri G, Carrera L, Castellet E. Revision anterior cruciate ligament reconstruction using tibial or hamstring tendon allografts. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2014, 22(1):60-64.
65. Legnani C, Ventura A, Terzaghi C, Borgo E, Albisetti W. Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature. *Int Orthop*. 2010, 34(4):465-471.
66. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*. 1984, 66(3):344-352.
67. Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res*. 2000, 18(3):456-461.
68. Strickland SM, MacGillivray JD, Warren RF. Anterior cruciate ligament reconstruction with allograft tendons. *Orthop Clin North Am*. 2003, 34(1):41-7.
69. Almqvist KF, Willaert P, De Brabandere S, Criel K, Verdonk R. A long-term study of anterior cruciate ligament allograft reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009, 17(7):818-822.

70. Kousa P, Järvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction - Part I: femoral site. *Am J Sports Med.* 2003, 31(2):174-181.
71. Kousa P, Järvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II: tibial site. *Am J Sports Med.* 2003, 31(2):182-188.
72. Aga C, Rasmussen MT, Smith SD, Jansson KS, LaPrade RF, Engebretsen L, Wijdicks CA. Biomechanical comparison of interference screws and combination screw and sheath devices for soft tissue anterior cruciate ligament reconstruction on the tibial side. *Am J Sports Med.* 2013, 41(4):841-848.
73. Zabala IL, Solsona SS. Tibial cyst formation following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014, 44(10):839.
74. Arama Y, Salmon LJ, Sri-Ram K, Linklater J, Roe JP, Pinczewski LA. Bioabsorbable Versus Titanium Screws in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Autograft: A Prospective, Blinded, Randomized Controlled Trial With 5-Year Follow-up. *Am J Sports Med.* 2015, 43(8):1893-1901.
75. Mahirogullari M, Oguz Y, Ozkan H. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone-patellar tendon-bone graft with double biodegradable femoral pin fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006, 14(7):646-653.
76. Cheung P, Chan WL, Yen CH, Cheng SC, Woo SB, Wong TK, Wong WC. Femoral tunnel widening after quadrupled hamstring anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2010, 18(2):198-202.
77. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985, 198:43-9.

78. Mašát P., Trč T., Dylevský I., Havlas V.: Zhodnocení dlouhodobých výsledků operací náhrad LCA kolenního kloubu klinicky a pomocí rollimetru. *Acta Chir orthop Traum čech.* 2005, 72: 32-37.
79. Pugh L, Mascarenhas R, Arneja S, Chin PY, Leith JM. Current concepts in instrumented knee-laxity testing. *Am J Sports Med.* 2009, 37(1):199-210.
80. Hill CL, Seo GS, Gale D, Totterman S, Gale ME, Felson DT. Cruciate ligament integrity in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2005, 52(3):794-799.
81. Murray JR, Lindh AM, Hogan NA, Trezies AJ, Hutchinson JW, Parish E, Read JW, Cross MV. Does Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Lead to Degenerative Disease? Thirteen- Year Results After Bone-Patellar Tendon-Bone Autograft. *Am J Sports Med.* 2012, 40(2):404-413.
82. Ahn JH, Kim JG, Wang JH, Jung CH, Lim HC. Long-Term Results of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Bone- Patellar Tendon-Bone: An Analysis of the Factors Affecting the Development of Osteoarthritis. *Arthroscopy.* 2012, 28(8):1114–1123.
83. Struwer J, Ziring E, Oberkircher L, Schüttler KF, Efe T. Isolated anterior cruciate ligament reconstruction in patients aged fifty years: comparison of hamstring graft versus bone-patellar tendon- bone graft. *Int Orthop.* 2013, 37(5):809–817.
84. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing ACL injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *NAmJ Sports Phys Ther.* 2010, 5(4):234–251.
85. Cimino F, Volk BS, Setter D. Anterior cruciate ligament injury: diagnosis, management, and prevention. *Am Fam Physician.* 2010, 82(8): 917–922.
86. Sadovský P, Musil D, Stehlík J. Allograft for surgical reconstruction of the cruciate ligaments of the knee - part 1. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2005, 72(5):293-6.

87. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, Pinczewski LA. Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis. *Arthroscopy*. 2001, 17(3):248-257.
88. Suzuki T, Shino K, Nakagawa S, Nakata K, Iwahashi T, Kinugasa K, Otsubo H, Yamashita T. Early integration of a bone plug in the femoral tunnel in rectangular tunnel ACL reconstruction with a bone-patellar tendon-bone graft: a prospective computed tomography analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011, 19 Suppl 1:S29-35.
89. Brahmabhatt V, Smolinski R, McGlowan J, Dmochowski J, Ziv I. Double-stranded hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Knee Surg*. 1999, 12(3):141-145.
90. Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M. A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med*. 1999, 27(2):202-207.
91. Persson A, Fjeldsgaard K, Gjertsen JE, Kjellsen AB, Engebretsen L, Hole RM, Fevang JM. Increased risk of revision with hamstring tendon grafts compared with patellar tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction: a study of 12,643 patients from the Norwegian Cruciate Ligament Registry, 2004-2012. *Am J Sports Med*. 2014, 42(2):285-291.
92. Rahr-Wagner L, Thillemann TM, Pedersen AB, Lind M. Comparison of hamstring tendon and patellar tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction in a nationwide populationbased cohort study: results from the danish registry of knee ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2014, 42(2):278-284.
93. Milano G, Mulas PD, Ziranu F, Piras S, Manunta A, Fabbriani C. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. *Arthroscopy*. 2006, 22(6):660-668.
94. Eriksson K, Anderberg P, Hamberg P, Olerud P, Wredmark T. There are differences in early morbidity after ACL reconstruction when comparing patellar tendon and semitendinosus tendon graft. A prospective randomized study of 107 patients. *Scand J Med Sci Sports*. 2001, 11(3):170-177.

95. Feller JA, Webster KE. A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2003, 31:564–573.
96. Ageberg E, Roos HP, Gravare-Silbernagel K, Thomeé R, Roos E. Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009, 17:162–169.
97. Palmieri-Smith RM, Thomas AC, Wojtys EM. Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction. *Clin Sports Med.* 2008, 27: 405–424.
98. Sañudo B, Feria A, Carrasco L, Hoyo MD, Santos R, Gamboa H. Gender differences in knee stability in response to whole body vibration. *J Strength Cond Res.* 2012, 26(8):2156–2165.
99. Ford KR, Myer GD, Schmitt LC, Uhl TL, Hewett TE. Preferential quadriceps activation in female athletes with incremental increases in landing intensity. *J Appl Biomech.* 2011, 27(3):215-222.
100. Brown CH Jr, Spalding T, Robb C. Medial portal technique for single-bundle anatomical anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Int Orthop.* 2013, 37(2):253-269.
101. Muller B, Hofbauer M, Wongcharoenwatana J, Fu FH. Indications and contraindications for double-bundle ACL reconstruction. *Int Orthop.* 2013, 37(2):239-246.
102. Rue JP, Ghodadra N, Bach BR Jr. Femoral tunnel placement in single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study relating transtibial lateralized femoral tunnel position to the anteromedial and posterolateral bundle femoral origins of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2008, 36(1):73-79.
103. Udagawa K, Niki Y, Enomoto H, Toyama Y, Suda Y. Factors influencing graft impingement on the wall of the intercondylar notch after anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2014, 42(9):2219-2225.

104. Bergmann G, Graichen F, et al. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.* 1993, 26(8): 969-990.
105. Genuario JW, Faucett SC, Boublik M, Schlegel TF. A costeffectiveness analysis comparing 3 anterior cruciate ligament graft types: bone-patellar tendon-bone autograft, hamstring autograft, and allograft. *Am J Sports Med.* 2008, 40(2):307–314.
106. Stadelmaier DM., Lowe WR., Ilahi OA., Noble PC., Kohl HW. 3RD. Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws: influence of screw length. *Am J Sports Med.* 1999, 27: 778-783.
107. Li G., Papannagari R., DeFrate LE., Yoo JD., Park SE., Gill TJ. Comparison of the ACL and ACL graft forces before and after ACL reconstruction. An in-vitro robotic investigation. *Acta Orthopaedica.* 2006, 77(2): 267–274.
108. Bravman J., Ishak C., Gelber J., Namkoong S., Jazrawi LM., Kummer FJ. The interaction between the whipstitch sutures of multi-strand ACL grafts and interference screw fixation. *Bull Hosp Jt Dis.* 2006, 63(3-4): 156-157.
109. Higano M., Tachibana Y., Sakaguchi K., Goto T., Oda H.: Effects of tunnel dilation and interference screw position on the biomechanical properties of tendon graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2013, 29(11): 1804-1810.
110. Jagodzinski M., Foerstemann T., Mall G., Krettek C., Bosch U., Paessler HH.: Analysis of forces of acl reconstructions at the tunnel entrance: Is tunnel enlargement a biomechanical problem. *J Biomech.* 2005, 38: 23–31.