

Univerzita Karlova

2. lékařská fakulta

Studijní program: Experimentální chirurgie



MUDr. Martin Hanus

**Vývoj instrumentária pro náhradu předního zkříženého vazů pomocí
hamstringů**

**Development of the instrumentation set for ACL reconstruction
by using of the hamstrings tendons**

Dizertační práce

Vedoucí závěrečné práce/Školitel: Prof. MUDr. Tomáš Trč, CSc., MBA

Praha, 2019

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, 31. 05. 2019

MUDr. Martin Hanus

Podpis

Identifikační záznam

HANUS, Martin. *Vývoj instrumentária pro náhradu předního zkříženého vazů pomocí hamstringů. [Development of the instrumentation set for ACL reconstruction by using of the hamstrings tendons]*. Praha, 2019. Počet stran 83. Dizertační práce (PhD). Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. LF UK a FN Motol, Praha. Vedoucí závěrečné práce Trč, Tomáš

Abstrakt

Práce představuje vývoj instrumentaria určeného pro řešení lézí LCA pomocí šlach hamstringů (šlach m. semitendinosus a m. gracilis – ST/G). Vlastní práce proběhla ve dvou fázích. Součástí první fáze byl vývoj vlastního instrumentaria včetně implantátu určeného k fixaci šlach hamstringů. Neoddělitelnou součástí vývoje bylo provádění zkoušek, jak mechanických, tak i funkčních. Nejvíce testovaným prvkem celého instrumentaria byl šroub s očkem. V průběhu jeho vývoje byly na jednotlivých variantách řešení prováděny mechanické zkoušky pevnosti v tahu a následně zkoušky na vytržení šroubu s očkem ze zvířecí kosti – simulující funkci výrobku v reálném prostředí. Součástí byl i vývoj metodiky a práce s novým instrumentariem. Ve druhé fázi proběhlo klinické testování a součástí práce jsou i výsledky operací. Vlastní vyvinuté instrumentarium pro rekonstrukci lézí LCA je konstruováno pro použití štěpu tvořeného čtyřmi prameny z výše uvedených šlach.

V experimentální části práce při vývoji instrumentaria byla prokázána vhodnost implantátu ke klinickému použití. Vlastní nově vyvinuté instrumentarium pro plastiku LCA, za použití zkoušeného implantátu pro fixaci šlach hamstringů, se ukázalo jako vyhovující a z hlediska operační techniky jednoduché, zaručující logickou návaznost operačních kroků, která minimalizuje operační chyby. Do klinické části práce bylo zařazeno 58 pacientů, z toho 9 mužů a 49 žen. Průměrný věk pacientů byl 34,6 let. Hodnocení pacientů bylo provedeno před operací a po operaci. Výsledky klinického hodnocení prokázalo u všech pacientů zlepšení stavu v porovnání s předoperačním stavem. U všech pacientů došlo k signifikantnímu zlepšení stability kolenního kloubu, obnovení rozsahu pohybu a zlepšení v IKDC subjektivním hodnocení, stejně tak i v hodnocení bolesti odběrového místa dle VAS skóre.

KLÍČOVÁ SLOVA

artroskopie kolene – instrumentarium – přední zkřížený vaz – stabilita kolenního kloubu

Abstract

The paper presents the development of instrumentaria designed to solve ACL lesions using hamstrings (tendons of semitendinosus and m. gracilis – ST / G). The work itself took place in two phases. Part of the first phase was the development of its own instrumentation, including the implant designed to fix hamstrings tendons. The inherent part of the development was the performance of both mechanical and functional tests. The most tested element of the instrumentation was the screw with eye. In the course of its development, mechanical tests of tensile strength were carried out on the individual variants of the solution, and then the rapture of the screw with the eye from animal bone – simulating the function of the product in a real environment. Part of this was the development of methodology and work with new instrumentation. Clinical testing was performed in the second stage and the results of the operations are part of the work. The self-developed ACL lesion reconstruction toolkit is designed to use a graft made up of four strands of the above tendons.

In the experimental part of the instrumentation development, the suitability of the implant for clinical use has been demonstrated. The newly developed instrumentation for ACL reconstruction, using the test implant for fixation of the hamstrings tendons, has proven to be convenient and easy to operate, ensuring logical continuity of surgical steps that minimizes operational errors. 58 patients were enrolled in the clinical part, 9 of them were men and 49 were women. The average age of patients was 34.6 years. Patient evaluation was performed before and after surgery. Clinical trial results showed improvement in the status in all patients compared to preoperative status. All patients showed a significant improvement in knee joint stability, restoration of the range of motion and improvement in IKDC subjective assessment, as well as in the VAS score.

KEYWORDS

anterior cruciate ligament (ACL) – stability of knee joint – reconstruction – instrumentarium – knee arthroscopy

Poděkování

V úvodu mé dizertační práce bych rád poděkoval přednostovi kliniky a zároveň svému školiteli Prof. MUDr. Tomášovi Trčovi, CSc., MBA za umožnění provedení klinické studie a zároveň za kritické hodnocení práce v jejím průběhu, jakož i za pomoc při sestavování práce a metodické vedení v průběhu výzkumu. Dále bych rád poděkoval Doc. MUDr. Milanu Handlovi, PhD za zajištění experimentální práce a pomoc při jejím provedení, jakož i za pomoc při vytvoření designu a zpracování klinické studie. V neposlední řadě 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. Andreji Stančákovi a as. MUDr. Jakobovi Kautznerovi, PhD za pomoc při hodnocení a prezentaci souboru pacientů.

ZKRATKY

BTB	(štěp z ligamentum patellae – z angl. Bone Tendon Bone)
Hamstringy	(z angl. - souhrnný název pro šlachy m. ST/G)
LCA	(ligamentum cruciatum anterius – přední zkřížený vaz)
LCL	(ligamentum collaterale laterale – zevní postranní vaz)
LCM	(ligamentum collaterale mediale – vnitřní postranní vaz)
MRI	(magnetická rezonance)
ST/G	(musculus semitendinosus a musculus gracilis)
ACL	(z angl. Anterior Cruciate Ligament)

OBSAH

1	ÚVOD	9
1.1	ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU	13
1.1.1	<i>Stabilita kolenního kloubu</i>	13
1.1.2	<i>Funkce kolenního kloubu</i>	16
1.1.3	<i>Biomechanika předního zkříženého vazů (LCA)</i>	16
1.2	PORANĚNÍ KOLENNÍHO KLOUBU.....	17
1.2.1	<i>Vazová poranění kolenního kloubu</i>	20
1.2.2	<i>Poranění předního zkříženého vazů (LCA)</i>	21
1.2.3	<i>Terapie poranění předního zkříženého vazů</i>	24
1.3	CHIRURGICKÁ REKONSTRUKCE PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU (LCA)	24
1.3.1	<i>Operační technika</i>	25
1.3.2	<i>Volba typu štěpu</i>	26
1.3.3	<i>Technika fixace štěpu</i>	30
2	CÍLE A HYPOTÉZY DISERTAČNÍ PRÁCE	32
3	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE (BIOMECHANICKÝ EXPERIMENT)	34
3.1	MECHANICKÉ A BIOMECHANICKÉ PRINCIPY STUDIE	34
3.1.1	<i>Základní biomechanické pojmy</i>	34
3.2	MATERIÁL A METODIKA EXPERIMENTU.....	36
3.3	VÝSLEDKY EXPERIMENTÁLNÍ ČÁSTI PRÁCE.....	42
3.4	DISKUSE K EXPERIMENTÁLNÍ ČÁSTI	44
4	KLINICKÁ ČÁST PRÁCE (KLINICKÁ STUDIE)	48
4.1	MATERIÁL A METODIKA KLINICKÉ STUDIE.....	48
4.2	VÝSLEDKY KLINICKÉ STUDIE	58
4.3	DISKUSE K VÝSLEDKŮM KLINICKÉ STUDIE.....	62
5	ZÁVĚRY DISERTAČNÍ PRÁCE	69
6	SOUHRN	71
7	SUMMARY	73
8	LITERATURA	75

1 ÚVOD

Přední zkřížený vaz hraje velmi významnou roli ve funkci kolenního kloubu (Bartoníček J, 2004). Jeho vliv na stabilitu kolenního kloubu je poměrně zásadní. Jeho primární funkcí je bránit nadměrnému translačnímu pohybu tibie proti femuru a tím subluxaci v kolenním kloubu. Jeho správným fungováním je zajištěna normální kinematika kolenního kloubu (Čech O et al., 1986, Frank CB, Jackson DW, 1997, Fu FH et al., 1993). Poranění předního zkříženého vazy patří mezi nejčastější vazivová poranění kolenního kloubu. Při insuficienci předního zkříženého vazy dochází k dalšímu poškození kolenního kloubu, rozvoji nestability a následně časnému rozvoji artrózy kolenního kloubu (Čech O et al., 1986, Dungal P, 2005, Graham SM, Parker RD, 2002).

Možnosti léčby se v současnosti upínají k obnovení stability kolenního kloubu, nejčastěji chirurgickou cestou. Možnosti operativy jsou v současné době poměrně široké a díky technologickému pokroku čím dál méně invazivní. Nejčastější technikou je rekonstrukce LCA, která se stala víceméně metodou volby, neboť umožňuje pacientům úspěšný návrat k aktivitě ve stejné úrovni, jako před úrazem (Fu FH et al. 2000, Graham SM, Parker RD, 2002).

Historicky byly provedeny celé řady pokusů o primární suturu poškozeného předního zkříženého vazy. Traumatické poškození původního LCA se ukázalo tak destruktivního charakteru, že všechny pokusy o primární sutury takto poškozeného vazy se staly neúspěšnými. Zároveň probíhaly i zkoumání možností arteficiálních náhrad LCA, které taktéž nedosáhly významnějších úspěchů (Legnani C et al., 2010).

Rekonstrukce předního zkříženého vazy je jedním z nejčastěji prováděných ortopedických výkonů současnosti (Fu FH et al., 2000, Hamner DL et al., 1999, Hanus M et al., 2019a). Ruku v ruce s narůstajícími sportovními aktivitami běžné populace dochází k zvyšování počtu těchto úrazů. Operativa se tak pohybuje ve stovkách tisíc ročně po celém světě, cca okolo 300000, s narůstající tendencí, prakticky ve všech věkových skupinách (Fu FH, Cohen BS, 2008, Musahl V et al., 2003). Cílem těchto operací je především obnovení stability kolenního kloubu a dosažení plného rozsahu pohybu.

Operační technika rekonstrukce předního zkříženého vazy se stala léty prověřenou a spolehlivou metodou léčby. Vlastní operační technika prochází neustálým vývojem.

O její úspěšnosti rozhoduje celá řada faktorů. Jedním z nich je jednak volba štěpu a jednak technika fixace štěpu. O volbě materiálu štěpu, kromě zkušenosti a preferencích chirurga, rozhoduje především charakter materiálu, jeho pevnost a schopnost snést zatížení. Nemalou roli hraje i morbidita dárcovského místa. Pro úspěch provedené operace je dále rozhodující správně provedená technika zvoleného typu výkonu, se správným zacílením a geometrií kanálů pro ukotvení štěpu a s tím související i volba vhodného fixačního materiálu, který poskytne dostatečnou pevnost fixace štěpu v kanálech do doby integrace štěpu do kostních kanálů. Spolu s vhodně vedenou rehabilitační pooperační péčí rozhodují o celkovém klinickém výsledku léčby (Mašát P et al., 2005, Noyes FR et al., 1984, Yu B et al., 2002).

O volbě štěpu rozhoduje celá řada faktorů. Řadí se mezi ně síla štěpu, jeho fixace, morbidita dárcovských míst, svalová slabost, artrofibróza či anterior knee pain syndrom. Existuje celá řada možností volby štěpu, autogenními počínaje, přes allogenní až po xenografty či arteficiální náhrady. Cílem je se co nejlépe nahradit anatomický komplex LCA, umožnit pevnou a bezpečnou fixaci štěpu a tím podpořit biologickou integraci štěpu do kostních kanálů. Celkovou snahou je se co nejvíce přiblížit biomechanickým vlastnostem přirozeného LCA, za minimalizace morbidity dárcovského místa (Fu FH et al, 1999, Graham SM, Parker RD, 2002, Mašát P et al., 2005, Miller S, Gladstone J, 2002). Rozhodujícím faktorem pro úspěch těchto operačních výkonů jsou mimo jiné biomechanické vlastnosti materiálů štěpů (Blevins FT et al., 1994, Butler DL et al., 1984, Noyes FR et al., 1984). Nedobré výsledky jsou historicky s použitím xenograftů, stejně tak i arteficiálních materiálů (Legnani C et al., 2010). Jako nejčastěji používaný materiál se tak stala vlastní tkáň pacienta (autograft). Určitou alternativní možností pak zůstává využití štěpů z neživých dárců, z tkáňové banky (allograftů) (Paša L et al., 2001).

Postupem času se anatomická volba vhodných typů autograftů ustálila na výběru z patelárního štěpu (BTB – z angl. bone-tendon-bone), šlach hamstringů, většinou ve formě vícečetných pruhů, popřípadě šlachy musculus quadriceps femoris. U allograftů pak kromě výše uvedených lze použít ještě štěp z Achillovy šlachy či šlach musculus tibialis anterior či posterior.

Historicky se považoval BTB štěp jako tzv. zlatý standard po řadu let (Hanus M et al., 2019a, Mašát P et al., 2005, Podškubka A et al., 2002). Jako jeho největší výhoda bývá udávána možnost odběru štěpu s kostními bločky na obou koncích, umožňujících

ideální způsob vhojení kostního bločku do kostního tunelu. Z hlediska biomechanického jde primárně o pevnější a rychlejší spojení v porovnání s vazivově kostním typem spojení u štěpu šlachového. Udává se doba 6-8 týdnů kostního hojení oproti 8-12 týdnům hojení vazivo vs. kost (Arnoczky SP, 1996, Dungal P, 2005, Rodeo S et al., 1993). Naproti tomu výrazně nižší morbidita dárcovského místa a zároveň ochrana extenzorového aparátu kolenního kloubu, které následně značným způsobem usnadňují průběh a zároveň i rychlost pooperační rehabilitace, řadí použití šlach hamstringů jako významnou alternativu k patelárnímu štěpu BTB (Dungal P, 2005, Musil D et al., 2005). Dle řady prací se tak shodně v současnosti řadí k nejpoužívanějším technikám rekonstrukce předního zkříženého vazy, jak BTB štěp, tak štěpy z hamstringů (nejčastěji tří a čtyřpramenné) a to v poměru zhruba 50:50 (Aglietti P et al., 1994, Miller SL, Gladstone JN, 2002, Musil D et al., 2005, Sadovský P et al., 2005).

Ruku v ruce s obrovským nárůstem těchto operačních výkonů jde i nárůst počtu revizních výkonů z důvodů selhání štěpu. Selhání štěpů může mít celou řadu příčin. Traumatickými příčinami počínaje, přes biologické důvody nepřihojení štěpu až po nesprávnou operační techniku (Noyes FR et al, 1984). Ve Spojených státech amerických se dle různých prací uvádí procento revizních výkonů někde mezi 10-25 % (Kim D et al, 2003, Kurosaka M et al., 1987, Noyes FR, Barber-Westin SD, 2001). I z těchto důvodů je neustálá poptávka po volbě štěpu a s tím ruku v ruce jdoucí jeho metody fixace stále živou otázkou. Vzhledem k tomu, že lidské tělo není nekonečným zdrojem těchto náhrad, ba naopak možnosti jsou spíše omezené, získaly autologní štěpy ze šlach hamstringů plnohodnotné místo jako materiál pro rekonstrukci předního zkříženého vazy, ať už jako primární či revizní (Aglietti P et al., 1994, Hanus M et al., 2019a, Marcacci et al., 2003, Noyes FR, Barber-Westin SD, 2001).

Popis různých rekonstrukčních technik uvádí použití různých typů štěpů a metod fixací. Studijní materiály většinou srovnávají biomechanické vlastnosti různých štěpů a fixačních materiálů. Používají se různé trhací zkoušky, cyklické zatěžování nebo cyklické zatěžování simulující mechanické vlastnosti po operaci (Noyes FR et al., 1984, Handl M et al., 2007). Spolehlivost a pevnost fixace štěpu je při použití šlach hamstringů nesmírně důležitá a má jeden z rozhodujících vlivů na výsledek operace. Tato práce je zaměřena v její experimentální části na hodnocení vlastností navrženého

implantátu, jeho spolehlivost, vhodnost použití a následná studie pak na jeho použití v klinické praxi.

V experimentální části práce autoři testovali nový prototyp femorálního šroubu a porovnávali jeho vlastnosti s jinými typy fixací štěpu do kosti. Výsledky testu byly důležité pro rozhodování o tom, zda má být implantát navržen pro konvenční výrobu. Pro testování bylo použito devět prasečích stehen. Fixační šroub byl fixován do kosti a poté byl zatížen pomocí testovacího stroje s rychlostí deformace 10 mm / min. Byl proveden test konečného zatížení až do selhání, zaznamenán byl posun při selhání a maximální hodnota zatížení. Konečným zatížením tohoto fixačního zařízení bylo 987.77 N (SD 188.74 N). Ve srovnání s jinými fixačními metodami má tento šroub podobnou fixační pevnost jako Rigid-fix 868 N (SD 171 N) a Smart screw ACL 794 N (SD 152 N). Má vynikající fixační pevnost v porovnání s biologicky degradabilními interferenčními šrouby 589 N (SD 204 N). Zároveň proběhla i biomechanická studie k vyhodnocení cyklického zatížení při použití lidských šlach a kostí.

V následné části práce byla provedena studie zhodnocení klinických výsledků na souboru pacientů. Autoři vytvořili celou instrumentační sadu a přesný postup klinického použití nového instrumentaria pro rekonstrukci lézí předního zkříženého vazů (LCA) pomocí šlach hamstringů. Vzhledem k tomu, že umístění femorálního tunelu a fixace štěpu hraje důležitou roli pro výsledek operace, bylo cílem ověřit navrženou operační techniku a metodu fixace štěpu hamstringů z hlediska klinického výsledku ve střednědobém horizontu do 8 let od operace. Klinicky hodnoceno bylo 58 pacientů operovaných v letech 2007-2014 s použitím nového instrumentaria. V souboru pacientů bylo 58 pacientů, z toho 9 mužů a 49 žen. Průměrný věk pacientů byl 34.6 let (rozmezí 18-58 let), u žen 36.7, u mužů 32.4 let. Hodnocení pacientů bylo provedeno před operací a po operaci v intervalu 3 a 6 měsíců, 1,3,5 až 8 let od operace. Všichni pacienti byli sledováni podle kritérií – klinický rozsah hybnosti (range of motion – ROM), stabilita kolene – instrumentální Lachmanův test pomocí Rolimetru, subjektivní IKDC skóre a hodnocení bolesti odběrového místa dle VAS škály. Byly sledovány výskyt a frekvence pooperačních komplikací.

1.1 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub je největší a zároveň jeden z nejsložitějších kloubů v lidském těle. Zároveň patří mezi nejzatěžovanější klouby. Artikuluje zde kost stehenní s kostí holenní a patelou. Povrch kloubu tvoří hyalinní chrupavka. Vzhledem k tomu, že zakřivení kloubních ploch stehenní kosti je výrazně větší než téměř ploché kloubní plochy kosti holenní, je tato inkongruence kloubních ploch kompenzována přítomností dvou menisků. Vnitřního, který je pevně fixován ke kloubnímu pouzdru prakticky po celém jeho zevním obvodu, a zevního který je fixován mnohem volněji. Z tohoto anatomického uspořádání vyplývá mimo jiné výrazně větší frekvence poranění právě vnitřního menisku (Bartoníček J, 2004).

1.1.1 Stabilita kolenního kloubu

Stabilita a funkce tohoto kloubu je zajištěna celou řadou struktur. Kromě výš uvedených menisků se dále na funkci a stabilitě kolene podílí kloubní pouzdro, vazy, svaly a šlachy. Kloubní pouzdro je členité a v zásadě rozlišujeme dvě vrstvy, fibrózní a synoviální. Vzhledem k jeho různé síle je ke zvýšení stability pouzdro zesíleno kloubními vazy. Jednak po stranách, jednak vnitřní postranní vaz (ligamentum collaterale mediale – LCM) a jednak zevní postranní vaz (ligamentum collaterale laterale – LCL). Vnitřní postranní vaz začíná v oblasti vnitřního epikondylu stehenní kosti a běží směrem distálním k tibii, kde se upíná. Zevní postranní vaz začíná v oblasti zevního epikondylu stehenní kosti a upíná se do oblasti hlavičky lýtkové kosti. Zatímco LCM je spíše plochý a ve svém průběhu těsněji spojený s kloubním pouzdrum zevní postranní vazy je spíše válcovitý a od kloubního pouzdra je oddělen řídkým vazivem. Oba vazy se však nejvíce napínají v extenzi kolenního kloubu a podílí se tak významnou měrou na stabilitě kolenního kloubu. Určitým specifickým kolenního kloubu jsou vazy zkřížené. Anatomicky jde o vazy nitrokloubní, ale extrasynoviální. V kolenním kloubu se nacházejí dva, přední a zadní zkřížený vaz (ligamentum cruciatum anterius – LCA a ligamentum cruciatum posterius – LCP). Přední zkřížený vaz začíná na vnitřní ploše zevního kondylu stehenní kosti a upíná se do přední části interkondylické eminence kosti holenní, zadní zkřížený vaz pak začíná na zevní straně vnitřního kondylu stehenní kosti a upíná se do zadní části interkondylické eminence.

Oba jsou zhruba stejně dlouhé, zadní zkřížený vaz je však cca o 1/3 silnější (Čihák R, 2011). Průběh obou zkřížených vazů ukazuje názorně obrázek 1.

Podíl předního zkříženého vazu na stabilitě kolenního kloubu je vzhledem k jeho funkci poměrně významný. Jeho vliv je nejen na předožadní stabilitě kolenního kloubu, ale podíl má i na stabilitě rotační. Přední zkřížený vaz ve své funkci brání translačnímu posunu holenní kosti dopředu a zároveň nadměrné vnitřní rotaci bérce vůči stehnu, naproti tomu zadní zkřížený vaz brání posunu holenní kosti dozadu a rotaci zevní. Podíl předního zkříženého vazu se projevuje prakticky ve všech pozicích rozsahu pohybu kolenního kloubu, kdy se během pohybu mění napětí jednotlivých částí předního zkříženého vazu. Napětí předního zkříženého vazu přetrvává v určité míře ve všech částech pohybu kolenního kloubu, kdy nejnižší je v rozsahu 30 – 40 stupňů flexe kolenního kloubu, čehož je využíváno v klinické praxi, zejména v časném pooperačním období po náhradách předního zkříženého vazu, nebo po čerstvých poraněních tohoto vazů. Funkce těchto vazů je nejvýraznější při tzv. uzamčení kolenního kloubu v extenzi. (Čech O et al., 1986, Prodromos CH et al., 2008).



Obrázek 1: Vazy kolenního kloubu (Čihák, 2011)

K dalším významným stabilizátorům kolenního kloubu patří ligamentum patellae vpředu, ligamentum popliteum obliquum a ligamentum popliteum arcuatum vzadu. Obecně lze rozdělit stabilizátory kolenního kloubu na statické a dynamické. Mezi statické řadíme především tvar kloubních ploch, oba menisky, kloubní pouzdro a veškeré kloubní vazy. Dynamické stabilizátory tvoří veškeré kolemkloubní svaly a šlachy. Jde o svaly podílející se na extenzi a flexi kolenního kloubu, některé z nich jsou pak zodpovědné za rotační pohyby kolenního kloubu. Mezi extenzory kolenního kloubu řadíme musculus vastus medialis, intermedius a lateralis, musculus rectus femoris, které se sbíhají přes patelu v jeden společný úpon na tibiai označovaný jako ligamentum patellae. Musculus vastus lateralis se pak podílí částečně i na rotačních pohybech kolenního kloubu. Flexory kolenního kloubu můžeme rozdělit na mediální a laterální. Mezi hlavní mediální flexory patří musculus semimembranosus a musculus semitendinosus, které s musculus gracilis tvoří v oblasti úponu na tibiai pes anserinus, a dále musculus sartorius. Laterální flexory reprezentuje musculus biceps femoris.

Na flexi kolenního kloubu se ještě podílí musculus gastrocnemius, jeho podíl je však v porovnání s výše uvedenými svaly výrazně menší. Na rotacích kolenního kloubu se podílí laterálně musculus biceps femoris a musculus tensor fasciae latae, mediálně musculus sartorius, musculus semitendinosus, musculus semimembranosus a musculus gracilis. Dorzálně je uložen mediálně působící rotátor je musculus popliteus.

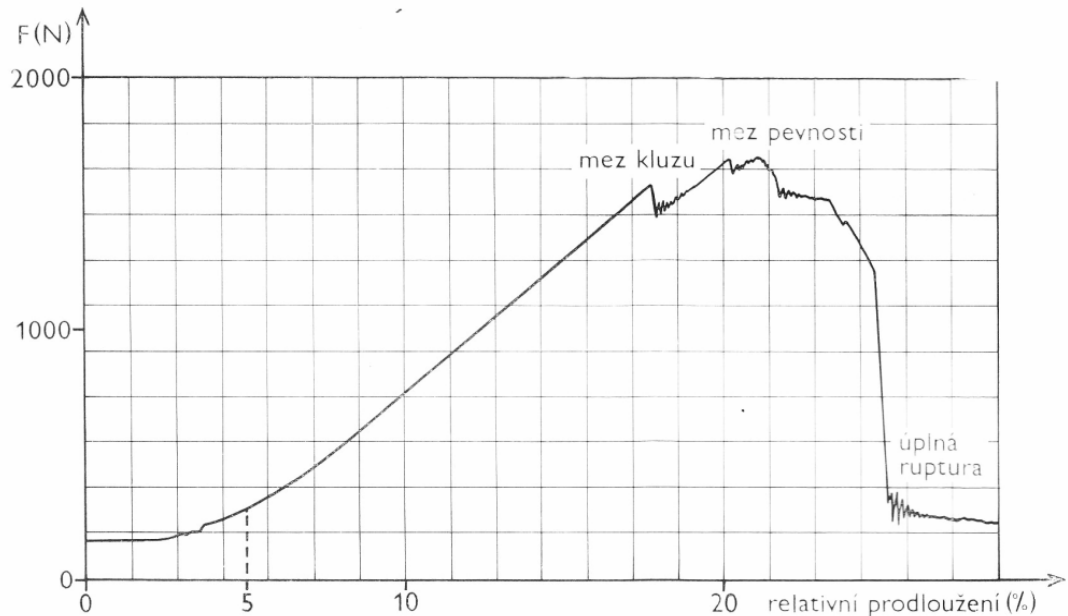
1.1.2 Funkce kolenního kloubu

Funkce kolenního kloubu ve smyslu pohyblivosti se odehrává v rozsahu flexe a extenze. Během těchto hlavních pohybů však dochází i k malým pohybům rotačním. Přesná biomechanika pohybu začíná tzv. odemčením kolene, které se odehrává v prvních 5 stupních flexe, následuje valivý pohyb v rozsahu dalších 10-20 stupňů a poté posuvný pohyb v rozsahu 20-140 stupňů. Pohyb je zakončen výsledným uzamčením kloubu opět rotací. Za základní postavení kolenního kloubu je považována extenze. Extenze umožňuje stoj a chůzi. Ze základního postavení se uvádí možnost provedení flexe až do 160 stupňů. Naproti tomu jako střední postavení kolenního kloubu označujeme flexi 20-30 stupňů. Rotace se uvádí vnitřní průměrně 17 stupňů zevní průměrně 21 stupňů (Bartoníček J, 2004).

1.1.3 Biomechanika předního zkříženého vazů (LCA)

Funkce předního zkříženého vazů je především předozadní stabilizace kolene, zároveň se významnou měrou podílí na koordinaci stability během rotačního, valivého a klouzavého pohybu kolene. Napětí předního zkříženého vazů se během pohybu mění. V plné extenzi se maximálně napíná zejména jeho posterolaterální část, při probíhající flexi dochází k celkovému poklesu napětí vazů, které je nejmenší při 30-40 stupních flexe, při pokračujícím pohybu do hlubší flexe jeho napětí opět narůstá až do maxima ve flexi 90 stupňů. Nejvíce napjatá je v tuto chvíli jeho anteromedialní část. Zároveň dochází ke zvyšování napětí při vnitřní rotaci, k uvolnění v zevní rotaci (Čech O et al., 1986). Z výše uvedeného vyplývá, že po celou dobu pohybu je alespoň část předního zkříženého vazů pod napětím, což mimo jiné ukazuje na významný podíl tohoto vazů na funkci a stabilitu kolenního kloubu. Během napětí jsou vazy namáhány především působením tahových sil. Velikost působících sil rozhoduje o tom, zda dojde k reverzibilnímu či ireverzibilnímu natažení vazů. Udává se, že reverzibilní hranice

je protažení do 5 % délky vazy u kolenního kloubu. Při pokračujícím násilí dochází k elongaci a tímto způsobem pokračuje relativní protažení vazy až do dosažení tzv. meze kluzu. Tím dojde k závažným ireverzibilním změnám ve struktuře vazy. Tuto závislost ukazuje Graf 1 (Čech O et al., 1986)



Graf 1: Vzájemná závislost relativního prodloužení vazy na velikosti síly (Čech, 1986)

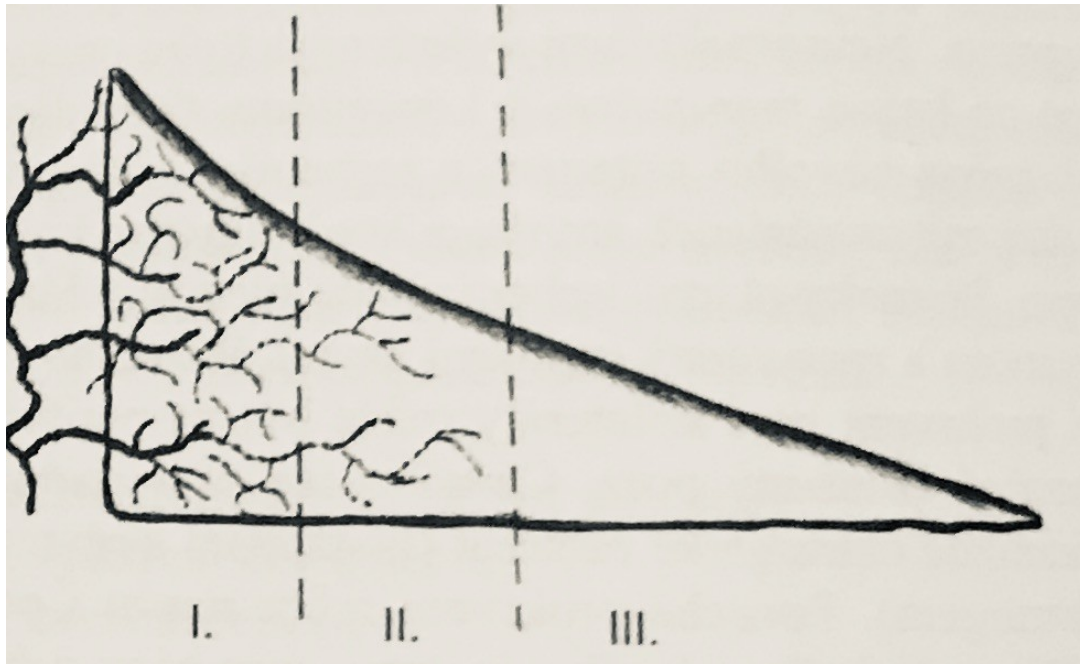
Z uvedeného grafu je patrné mimo jiné i maximální zatížení, které je nutné k úplnému přetržení vazy. Podle Kennedyho k tomu dochází při dosažení 25-30 % původní délky vazy. (Kennedy JC, 1976). Mechanické vlastnosti vazy vycházejí z jeho složení, určeného množstvím kolagenních a elastických vláken, základní proteoglykanovou hmotou a jejich biochemickým složením. Mechanické a strukturální vlastnosti předního zkříženého vazy, stejně jako jiných vazivových struktur v těle jsou ovlivňovány celou řadou faktorů. Svou roli hraje věk, komorbidita, zátěž či traumatizace. Z hlediska traumatizace se může jednat jak o jednorázová postižení, tak o opakované mikrotraumatizace.

1.2 Poranění kolenního kloubu

Obecně v traumatologii pohybového aparátu rozlišujeme poranění skeletu a poranění měkkých struktur. Mezi tzv. měkkotkáňová poranění kolenního kloubu řadíme

především poranění vazivového aparátu, poranění menisků a chrupavek. Z etiologického hlediska lze příčiny měkkotkáňových poranění kolenního kloubu rozdělit na sportovní (fotbal, hokej, lyžování), dopravní (dopravní nehody – „dashboard injury“), pracovní a domácí (uklouznutí, pády na schodech a pády z výšek). Poranění můžeme dělit na otevřená a zavřená. Podle mechanismu působícího násilí lze tato poranění rozdělit na poranění vzniklá přímým (kontuzním) či nepřímým (distorzním) násilím. Poraněny mohou být jednotlivé struktury izolovaně anebo se může jednat o poranění tzv. komplexní či multidirekcionální. Přímá poranění vedou obvykle k poraněním kontuzního charakteru, zhmožděnin, exkoriace, či některé typy poranění chrupavek. Naproti tomu poranění vzniklá nepřímým násilím mají všechna společného jmenovatele v náhlém nekoordinovaném pohybu, provázeném insuficiencí svalového korzetu kolenního kloubu, přesahujícím fyziologické meze normálního rozsahu pohybu kolenního kloubu.

Poranění menisků patří mezi nejčastější poranění kolenního kloubu. Dungal uvádí, že vnitřní meniskus je poraněn 5 – 8x častěji, častěji u mužů (Dungal P, 2005). Poranění a poškození menisků mohou být akutní i chronická. Může docházet k izolovaným poraněním menisků, nebo mohou tato poranění být součástí komplexních poranění kolenního kloubu. Meniskeální léze mohou být podélné, které, zejména pokud jsou v zóně cévního zásobení, se mohou zhojit, a lalokové, či horizontální jejichž šance na zhojení jsou minimální. Hojení vychází z cévního zásobení menisku, které dělíme na tři zóny. Zóna I – periferní (tzv. „red – red“), s dobrým cévním zásobením, zóna II – střední (tzv. „red – white“), s proměnlivým cévním zásobením a zóna III (tzv. „white – white“), bez cévního zásobení. Jednotlivé zóny cévního zásobení menisku ukazuje obrázek 2 (Dungal P, 2005).



Obrázek 2: Zóny menisku dle cévního zásobení (Dungl, 2005)

Působením přímého nebo nepřímého násilí mohou taktéž vznikat poranění chrupavky. Působením přímých, rotačních či sřížných sil může docházet ke vzniku chondrálních či osteochondrálních defektů. Nejčastěji bývají poraněné chrupavky v oblasti mediálního či laterálního kondylu femuru, anebo pately (Dungl P, 2005). Možnosti ošetření jsou pak několikeré, drobná poranění mohou být ošetřena artroskopicky za pomoci shaveru či radiofrekvenčních sond, používaných k vyhlazení menších typů poranění. Větší defekty lze ošetřit složitějšími rekonstrukčními výkony. Zahrnujeme mezi ně refixace volných fragmentů, pokud jsou tyto k dispozici, u ztrátových poranění pak různé techniky chondroplastik, mikrofraktur, návrtů, mozaikových plastik anebo transplantace autologních chondrocytů. Příklad traumatického defektu chrupavky pately řešeného refixací za použití vstřebatelných pinů a tkáňového lepidla je zobrazen na obrázku 3 a 4 (z archivu kliniky).



Obr. 3: Defekt chrupavky pately



Obr. 4: Refixace chondrálního fragmentu pately

Vazová poranění vznikají mnohem častěji působením nepřímého násilí. Etiologicky je nejčastější příčinou sport, zhruba v 70 %, nejčastějším typem je pak nestabilita mediální (Dungl P, 2005).

1.2.1 Vazová poranění kolenního kloubu

Kolenní kloub jako složitý funkční celek vyžaduje pro správné fungování dokonalou stabilitu. Na té se podílí celá řada struktur, jak již bylo výše uvedeno. Jenom jejich stoprocentní fungování a koordinace zajistí bezchybnou funkci kolenního kloubu (Dungl P, 2005). Narušení tohoto celku v jakékoli jeho části vede k porušení stability kloubu. Rozvíjí se nestabilita kolenního kloubu.

Čech dělí nestabilitu kolenního kloubu na akutní a chronickou. Akutní pak dále dělí na mediální, laterální a hyperextenční. Akutní mediální nestabilita kolenního kloubu, označovaná též jako abdukčně zevně rotační, se dále dělí na tři stupně. Obdobně se dále dělí i akutní laterální nestabilita kolene, označovaná též jako addukčně rotační. Hyperextenční poranění kolenního kloubu jsou poměrně vzácná, o to větší a významnější je jejich závažnost. V nejtěžší formě se v podstatě jedná o úplnou luxaci kolenního kloubu. Stejně jako u třetích stupňů předchozích dvou akutních nestabilit jde o kombinovaná poranění, s rozvojem tzv. multidirekcionální nestability. Ze všech předchozích typů instabilit se může rozvinout nestabilita chronická (Čech O et al., 1986).

1.2.2 Poranění předního zkříženého vazů (LCA)

Poranění předního zkříženého vazů v současnosti představuje jedno z nejčastějších vazivových poranění vůbec. Etiologicky dominují sportovní traumata a pády. Incidence je v posledních letech vzestupná, a to i u adolescentů (Phillipou T et al., 2015). V průměru dle různých prací se incidence pohybuje okolo 35 poranění na 100000 obyvatel ročně. Pro jednotlivce se riziko poranění LCA představuje asi 0.05 % za rok, rapidně se však zvyšuje u sportovců, zejména pak vrcholových, a to až na 0.15-0.3 % za rok (Moses B et al., 2012). Při poranění kolenního kloubu dochází k rozvoji klinických známek poranění na základě typu poranění. Dochází k rozvoji otoku, hematomu, popřípadě výpotku v kolenním kloubu. Podle charakteru výpotku lze vyslovit pracovní závěr o konkrétní poraněné struktuře či strukturách. Přítomnost krevního výpotku uvnitř kloubu, označovaného jako hemarthros, značí s vysokou pravděpodobností poranění předního zkříženého vazů. V diferenciálně diagnostické rozvaze lze při masivním hemarthrosu ještě uvažovat o poranění chrupavky v kombinaci s poraněním subchondrální kosti. V klinickém vyšetření, kromě výše uvedených známek dominuje omezení funkce. Někdy má charakter mechanické blokády, z důvodu interpozice volných částí vazů, nebo jiných struktur v případě sdružených poranění, s deficitem plné extenze. V některých případech, může mít omezení charakter tzv. pseudo-blokády. Tento stav je dán porušením propriocepce na povrchu vazů a odezní po uvedení pacienta do celkové anestezie, například při akutním operačním výkonu, nebo po odeznění algické fáze.

V rámci vyšetřovacího algoritmu je třeba odebrat anamnézu pacienta, ze které lze získat cenné informace o mechanismu úrazu a nástupu a projevu jednotlivých klinických příznaků. Zásadní je údaj o jakýchkoli pocitech nestability kolenního kloubu subjektivně pacientem vnímaných. Během klinického vyšetření kromě pohledu a pohmatu, používáme řadu testů k potvrzení či vyloučení nitrokloubní patologie a samozřejmě i stability kolenního kloubu. Vyšetřujeme rozsah pohyblivosti kloubu, používáme specifické testy a manévry pro diagnostiku lézí menisků, a samozřejmě specifické vyšetřovací testy stability kolenního kloubu. Mezi nejužívanější patří abdukční a addukční test, přední a zadní zásuvkový příznak, Lachmanův test a pivot shift test (Dungl P., 2005). Z klinické zkušenosti je potřeba počítat s tím, že síla vyšetřujícího při provádění výše uvedených testů nemusí dosahovat velikosti sil

působících na kolenní kloub při plném zatížení, což může vést k negativitě těchto vyšetřovacích testů.

Další možnosti diagnostiky je využití zobrazovacích metod. Rutinně se provádí RTG snímek kolenního kloubu ve dvou základních projekcích (předozaďní + bočňá) k vyloučení čerstvého poranění skeletu u akutních poranění, v případech chronických nestabilit nám může rentgenový obraz pomoci k verifikaci potíží a stanovení dalšího postupu. Některé radiologické známky, jako přihrocení interkondylické eminence, či známky degenerace různého stupně, které již mohou ve svém důsledku být relativní kontraindikací rekonstrukce předního zkříženého vazů. Výrazně přesnějši pro diagnostiku měkkotkáňové patologie je vyšetření magnetickou rezonancí (MRI). Je to neinvasivní zobrazovací metoda založená na magnetických vlastnostech vodíkových protonů. Vzhledem k tomu, že léze LCA bývají často doprovázené dalšími patologiemi vnitřních struktur kolenního kloubu, jako jsou menisky či chrupavky, je důležité při vyšetření zachytit i tyto struktury. Na základě takto získaných informací lze stanovit vlastní strategii léčby, včetně plánování přesného typu operačního výkonu. Chirurgické řešení léze předního zkříženého vazů se může právě na základě přidružených poranění, zjištěných magnetickou rezonancí, významným způsobem měnit. Dá se dle tohoto nálezů stanovit, zda půjde o výkon jednodobý, či dvoudobý, zda výkon rozšířit o další typ nutné rekonstrukce jiných struktur, anebo naopak v některých případech lze určit, zda nebude rekonstrukce předního zkříženého vazů kontraindikována. Vyšetření magnetickou rezonancí je velmi spolehlivou metodou pro vyšetření všech těchto struktur (Dungl P, 2005, Kosaka M, 2014, Van Dyck P et al., 2012). Rozdíl v MRI obrazu léze LCA a normálního nálezů je patrný z obrázku 5 a 6 (z archivu kliniky).

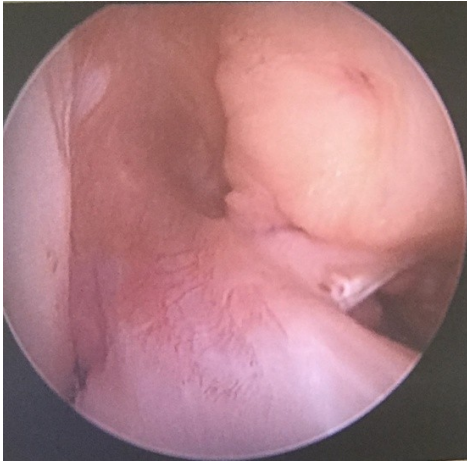


Obr. 5: MRI obraz – léze LCA

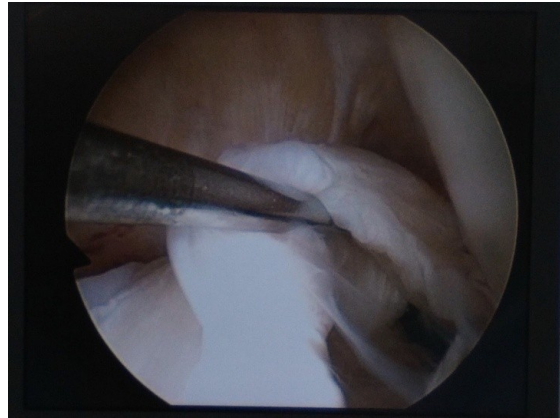


Obr. 6: normální nález

Za nejpřesnější diagnostiku v současnosti lze považovat artroskopii kolenního kloubu. Jedná se o mininvazivní endoskopickou diagnostickou metodu, s možností operativy. Vzhledem k tomu, že kolenní kloub nemá žádný přirozený vstup, provádí se vyšetření v celkové nebo v některém z typů svodné anestezie. Vzhledem k tomu, že se jedná o invazivní metodu zasahující do kloubu, je požadavkem aseptické prostředí a sterilita operačního sálu. Po úvodu do anestezie provádíme dynamické vyšetření kolenního kloubu, které nám umožní verifikovat či doplnit diagnózu ještě před zahájením výkonu. Po tomto vyšetření následuje zahájení vlastní artroskopie, kterou provádíme s bodových vstupů. Nejprve se zavede optika do kloubu jedním vstupem, obvykle anterolaterálním (AL), a poté druhým vstupem, anteromediálním (AM) sonda kterou postupně palpujeme a kontrolujeme všechny dosažitelné struktury kolenního kloubu. Po zjištění veškeré patologie dokončíme diagnostický obraz a pokud je to možné plynule pokračujeme ošetřením nalezené patologie. Artroskopický pohled na normální a patologický obraz předního zkříženého vazy je patrný z obrázků 7 a 8 (z archivu kliniky).



Obr. 6: ASC obraz normální LCA



Obr. 7: ASC obraz léze LCA

1.2.3 Terapie poranění předního zkříženého vazů

Terapie zahrnuje jak možnosti konzervativní, tak možnosti chirurgické. Konzervativní metody jsou vhodné u částečných lézí s celkově minimálním porušení stability kolenního kloubu, u dětí a adolescentů, popřípadě u pacientů z jiných důvodů neoperovatelných. Obvykle se provádí formou rehabilitace, posílením dynamických stabilizátorů kolenního kloubu. Chirurgická léčba v současnosti zahrnuje veškeré dostupné techniky rekonstrukčních výkonů, dnes prováděné prakticky výhradně artroskopicky.

1.3 Chirurgická rekonstrukce předního zkříženého vazů (LCA)

Cílem chirurgické léčby je obnovení fyziologických poměrů kolenního kloubu. Její precizní provedení je rozhodující pro obnovení fyziologické biomechaniky a stability kolenního kloubu. Kromě toho je důležitým výsledkem i následná ochrana chrupavek a menisků, jako prevence rozvoje chondropatických změn a následného rozvoje předčasné artrózy (Mašát P et al., 2005). Současně z hlediska dlouhodobých výsledků se ukazuje, že chirurgická terapie má z dlouhodobého hlediska mnohem lepší výsledky než léčba konzervativní, soustředěná především na posílení svalového korzetu kolenního kloubu. Ke změnám v biomechanice kloubu dojde prakticky bez ohledu na takto vedenou terapii (Renström P, Kelm J, 2007).

Historie těchto rekonstrukčních výkonů sahá hluboko do první poloviny 20 století. Od prvních pokusů o extraartikulární typy rekonstrukcí, došlo postupně k přechodu na intraartikulární typy rekonstrukčních výkonů. Při prvních provedených rekonstrukcích byly využívány štěpy například z fascia lata anebo z musculus semitendinosus, nebo musculus gracilis. V polovině šedesátých let s využitím části ligamentum patellae Bruckner poprvé použil techniku inside-out ve femuru. Zhruba o deset let později Franke použil jako štěp ze střední třetiny ligamentum patellae s kostními bločky na obou koncích (Prodromos et al., 2008). Vyvíjeny byly i syntetické náhrady, ale jejich úspěšnost byla velmi nízká, stejně jako využití xenograftů, a proto bylo od jejich použití postupně upuštěno.

1.3.1 Operační technika

Z hlediska volby operační techniky a volby typu štěpu hraje v současnosti velkou roli zkušenost a preference operátora, v řadě případů i celkové zvyklosti celého pracoviště. Nemalou roli v současné době hraje pochopitelně i ekonomická stránka věci. Při využití nejmodernějších technologií se může jednat o velmi nákladné výkony. Volba neoptimalnějšího postupu proto může být velmi složitá a samozřejmě závislá na celé řadě vlivů a okolností. Přitom vhodně zvolená a správně provedená technika operace je rozhodující pro celkový výsledek. Mohutný technologický rozvoj posledních let umožnil zlepšit a zpřesnit již tak dobře osvědčenou operační techniku. Většina operátorů současnosti jednoznačně doporučuje anatomickou rekonstrukci. Vlastní technika operace je obdobného principu bez ohledu na typ štěpu. Princip spočívá v zavedení štěpu do předem vyvrtaných kanálů do tibie a femuru s vyústěním v místech anatomických úponů původního předního zkříženého vazů. Hlavní rozdíl pak je patrný v technice fixace, která musí maximálně zohlednit typ zvoleného štěpu. Operační výkony tohoto typu se dnes téměř výhradně provádí artroskopickou technikou. Kromě kompletního vybavení pro artroskopii jsou k rekonstrukci potřeba speciální instrumentaria, obsahující nástroje pro správné cílení a vrtání kanálů, k odběru a úpravě štěpu. Výkon se vždy zahajuje standardní artroskopií, kdy se postupně prochází všechny kompartmenty artroskopicky dosažitelné, shodně jako při rutinní artroskopii. Při potvrzení patologického nálezu plynule přecházíme k přípravě prostoru k implantaci autoštěpu za použití nástrojů a fréz tak, aby bylo možno dobře centrovat budoucí kanály. Následuje odběr zvoleného typu štěpu, který se připravuje paralelně.

Po přípravě vnitřního prostoru se provede identifikace výstupů budoucích kanálů štěpů jak v tibií, tak ve femuru a vyvrtají se kanály požadovaných rozměrů a délek, přesně odpovídajících charakteru štěpu a jeho plánované fixaci. Přesné umístění a geometrie kanálů mají zásadní vliv na výsledek operace – stabilita, rozsah pohybu, impingement štěpu, následkem kterého může dojít, jednak k omezení pohybu, ve svém důsledku i k pozdějšímu selhání, a nakonec i k rozvoji předčasných degenerativních změn (Van Eck CF, Fu FH, 2011). Umístění tibiálního kanálu je standardní a dlouhodobě prakticky neměnné. Provádí se pomocí speciálních cíličů a vyústění je v místě původního LCA v mediální části interkondylické eminence. Průběh kanálu volíme dle typu štěpu, tak aby jeho uložení optimálně rozložilo síly působící na tibiální část štěpu, při následném zatížení. Obvykle za pomocí cíličů v rozsahu 55-60 stupňů v rovině sagitální a 15-30 stupňů v rovině transverzální (Ferretti M et al., 2012). Mnohem problematičtější je umístění kanálu femorálního. Existují dvě základní varianty cílení. Transtibiální a anteromediální. Transtibiální technika cílení je technika cílení přes vyvrtaný tibiální kanál. Jde původně o nejrozšířenější typ cílení femorálního kanálu. Tento typ cílení je však postupně vytlačován variantami anteromediálního cílení, umožňujícího se mnohem více přiblížit anatomickému úponu původního LCA a zlepšit tak pooperační stabilitu nejen předozadní, ale i rotační (Rue JP et al., 2008, Zeman P et al., 2012).

1.3.2 Volba typu štěpu

Z hlediska volby typu štěpu však neexistuje jednoznačné schéma na základě, kterého by se dalo určit, kdy a který typ štěpu lze použít. Momentálně se nejvíce používá štěp z ligamentum patellae (BTB z angl. bone-tendon-bone) a štěpy ze šlach hamstringů (ST/G – musculus semitendinosus a musculus gracilis) většinou ve formě tri- či quadrupletů. Při volbě typu štěpu se BTB štěp vzhledem ke kostěným bločkům, a tudíž předpokládanému typu hojení kost – kost, jeví jako méně problematický z hlediska fixace. Pro tyto vlastnosti je tento typ štěpu označován jako „zlatý standard“ (Woo SL et al., 2006). Problematickým se u tohoto typu štěpu stává tonizace, která vzhledem k charakteru štěpu nemusí být vždy zcela ideální. Toto je odstraněno u štěpů šlachových, kde ovšem je náročnější způsob fixace do tunelů (Hart R et al., 2007).

BTB štěp se odebírá ze střední třetiny ligamentum patellae. Získáme tak vazivový pruh s kostěnými bločky na obou koncích. Bločky jsou vyseknuty či vyříznuty proximálně

z češky a distálně s tuberositas tibiae, jak je patrné z obrázku 9 (z archivu kliniky). Následuje příprava štěpu, obvykle paralelně s probíhající artroskopií kolenního kloubu. Štěp je třeba opracovat a připravit k implantaci. Nejprve je zbaven přebytečných měkkých i kostních tkání a následně se opracují kostní bločky do patřičných tvarů a průměrů, na základě kterých, se poté vrtají odpovídající kostní kanály v holenní a stehenní kosti. Do připravených kostních bločků jsou uchyceny úvazy nezbytně nutné k protažení štěpu do kolenního kloubu, obvykle z důvodu bezpečnostních zdvojené. Takto připravený štěp ukazuje obrázek 10 (z archivu kliniky)



Obr. 8: Odběr BTB štěpu



Obr. 9: Připravený BTB štěp

Příprava štěpu je nesmírně důležitá, a je třeba se vyvarovat pochybení, která by měla negativní vliv na výsledek operace. Vždy je třeba již v předoperačním plánování počítat s tím, že máme pouze jednu možnost odběru zvoleného štěpu u jednoho pacienta. Takto odebraný a připravený štěp je implantován do předem připravených vyvrtaných kanálů a fixován v nich zvoleným fixačním materiálem. Spolu s kvalitou kostních bločků je zde velmi důležitá i kvalita fixačního materiálu. Jednoznačnou výhodou je kostní hojení bločků v kostěných kanálech. S tím souvisí i primárně lepší fixace s následnou kvalitní osteointegrací, dovolující časnější zatížení zejména v souvislosti pooperační rehabilitací. V pevnosti na tah dvojnásobně převyšuje původní přední zkřížený vaz,

což je další výhoda (Handl M et al., 2007, Kautzner J et al., 2017). Kromě výše uvedené problematiky izometrie tohoto typu štěpu, patří mezi další nevýhody jednak oslabení extenzorového aparátu, především z důvodu porušení propriocepce při odběru štěpu a dále pacienty subjektivně vnímané bolestivosti přední strany kolene po různě dlouhou dobu po výkonu (Lidén M et al., 2007).

Druhým nejčastěji používaným typem štěpu jsou šlachy hamstringů – musculus semitendinosus a musculus gracilis. Jak je patrné z obrázku 11, odebírají se šlachy hamstringů z krátké incize, obvykle v oblasti anatomického úponu pes anserinus a následně připravují specifickým způsobem k implantaci (z archivu kliniky). Používají se opracované a připravené obvykle jako čtyřpramenné nebo třípramenné. Pravidla pro přípravu šlachový štěpů jsou obdobné jako u štěpu BTB. Vzhledem k složitějšímu typu fixace, bývá o něco složitější i příprava šlachového štěpu předtím, než dojde k jeho implantaci. Vždy je třeba šlachy zbavit zbytků svalových vláken a následně opracovat a případně sešít. Opracovaný šlachový štěp připravený k implantaci ukazuje obrázek 12 (z archivu kliniky). Opracování šlachového štěpu je vždy ovlivněno zvolenou technikou fixace, která často bývá prakticky neoddelitelnou součástí při sešívání či obšívání šlachových štěpů. Příprava štěpu opět probíhá paralelně s artroskopií kolenního kloubu, kde probíhá ošetření případných přidružených patologií a pochopitelně taktéž příprava interkondylického prostoru k implantaci štěpu. Důsledná příprava v tomto případě, je ještě mnohem náročnější na přesnost a pečlivost, neboť hojení na rozhraní měkká tkáň – kost, je mnohem náročnější na vytvořené podmínky k vhojení štěpu. Podstatnou roli zde samozřejmě hraje i volba fixačního materiálu. Z hlediska biomechanického jsou ovšem vlastnosti, zejména troj a čtyřpramenného, šlachového štěpu vynikající. V pevnosti na tah jsou z biomechanického hlediska čtyřpramenné štěpy nejpevnějšími typy štěpu. Více než čtyřnásobně převyšují původní vaz (Handl M et al., 2007). Další výhodou je možnost výrazně lepšího natonizování štěpu, ovšem za cenu technicky složitější fixace a prodlouženého hojení štěpu v kostních kanálech (Hart R et al., 2007). Nelze opominout výrazně menší bolestivost subjektivně vnímané pacienty (Lidén M et al., 2007).



Obr. 10: Odběr ST/G



Obr. 11: Připravený ST/G štěp

Z dalších možností připadají do úvahy štěp z musculus quadriceps femoris, s kostním bločkem či bez něj, anebo využití allogeních štěpů z neživých dárců. Zde se obvykle využívají štěpy z ligamentum patellae s kostními bločky, z musculus quadriceps femoris s kostním bločkem anebo z Achillovy šlachy s kostním bločkem. Takovéto štěpy podléhají přísnému režimu odběrových zařízení a tkáňových bank. Dárce i tkáň je třeba důkladně vyšetřit, následně připravit a hluboko zmrazit. Takto zmražené štěpy jsou distribuovány na jednotlivá pracoviště dle požadavků. Rozmrazeny jsou až těsně před nebo v průběhu operačního výkonu. Jejich využití je zejména u revizních výkonů nebo u pacientů kde nelze z řady důvodů odebrat štěp autogenní (Musil D et al., 2005).

Z historického hlediska byly všechny typy užívaných štěpů, tak jak byly zaváděny do klinické praxe testovány a zkoušeny z hlediska biomechanického. Dle řady prací se ukázal jako štěp, s nejlepšími biomechanickými vlastnostmi, čtyřpramenný štěp z hamstringů, až poté BTB štěp z ligamentum patellae. Oba však dosahují několikanásobně lepších biomechanických vlastností než původní přední zkřížený vaz (Handl M et al., 2007, Kautzner J et al., 2017).

Jak je z výše uvedeného patrné, všechny nejvíce uvedené varianty poskytují adekvátní materiál pro rekonstrukci předního zkříženého vazy. Každý typ má své výhody

i nevýhody a záleží na řadě kritérií, jak a kdy vybrat konkrétní typ štěpu. Zcela jistě v tom hraje významnou roli zkušenost a preference chirurga nebo daného pracoviště obecně. Je třeba sledovat pacienta jako celek, jeho zaměření a nároky, nejen sportovní ale i pracovní. Na základě toho stanovit jasný plán a výběr nejen štěpu, ale i celého procesu léčby, jehož je operace součástí. U sportovců aktivně využívajících svým zaměřením více extenzorový aparát je zcela jistě na místě zvážit užití štěpu z hamstringů, a naopak u jedinců zatěžujících více flexory zvážit spíše užití BTB štěpu z ligamentum patellae (Ford K et al., 2011, Gobbi A et al., 2004). Dále je třeba brát v úvahu celkovou tělesnou konstituci, například při valgosním postavení kolene by užití šlach hamstringů vedlo ještě k dalšímu oslabení již tak valgositou přetížených mediálních stabilizátorů kolene. Specifikem je volba štěpu u dětí a adolescentů, kde je třeba mít na mysli zachování neporušených růstových plotének. V těchto případech se mnohem více osvědčily štěpy šlachové (Philippou T et al., 2015).

Díky technologickému pokroku se významným způsobem zlepšily možnosti fixace právě šlachových štěpů, a díky svým vlastnostem se stávají čím dál populárnějšími. Dle světových údajů se poměr použití šlachových štěpů, zejména ve formě čtyřpramenných, a BTB štěpu z ligamentum patellae pohybuje v poměru 50:50, z původního dominantního postavení BTB štěpu, označovaného jako zlatý standard (Aglietti P et al., 1994, Woo et al, 2006, Brown CH Jr et al., 1993, Miller SL, Gladstone JN, 2002, Musil D. et al, 2005, Sadovský P et al., 2005). Je třeba však zdůraznit, že nejen k výše uvedené nutnosti individuální volby typu štěpu, ale i vzhledem k stále narůstajícímu počtu reoperací je nutností každého operátora zabývajícího se těmito výkony, zvládat vícero technik tak aby je mohl měnit a vybírat co nejvhodnějším způsobem v zájmu pacienta.

1.3.3 Technika fixace štěpu

Ruku v ruce s volbou štěpu jde i volba typu jeho fixace. V základu lze rozlišit anatomické typy fixací a neanatomické. Anatomické typy fixací fixují štěp co nejbližší vyústění kanálů do kloubu. Naproti tomu neanatomické typy využívají k fixaci protilehlou kortikální kost. Dle principu fixace se v současnosti dají rozdělit implantáty na interferenční šrouby, tzv. cross-pin fixační implantáty a závěsné typy implantátů.

Interferenční šrouby patří k nejrozšířenějším implantátům. Pracují na principu přitlačení štěpu ke stěně kanálu. Jejich spolehlivost je dobrá, významně lepší fixační potenciál mají v tibiálních tunelech, kde není spojení zatíženo působením takových sil jako v kanále femorálním, zejména při cyklickém zatěžování (Aga C et al, 2013). Svým principem jsou mnohem vhodnější pro fixaci kostěných bločků než čistě šlachových štěpů. Vzhledem k nutnosti zachování integrity štěpu mají šrouby určené zejména pro fixaci šlachových štěpů obvykle zaoblený (tupý) závit. Existuje celá řada takových šroubů, různých typů a materiálů, od různých výrobců. Většinou bývají kanulované k usnadnění zavádění do kanálů pomocí vodícího drátu. Materiálově se uplatňuje buď kov (nejčastěji titan), nebo dnes stále populárnější biodegradabilní materiály. Z hlediska materiálu však nebyl zaznamenán statistický rozdíl mezi kovovými a biodegradabilními materiály z hlediska funkce a schopnosti odolávat zejména cyklickému zatížení (Arama Y et al, 2015).

Tzv. cross-pin fixace fungují na principu zavedení fixačních implantátů (obvykle piny, či hřeby různých délek a průměrů) transversálně přes kanál a zároveň štěp v něm umístěný. Jedná se z hlediska biomechanického o fixaci s nejlepšími vlastnostmi při zatížení v tahu, resp. Při cyklickém zatížení. Nevýhodou je vysoké riziko narušení integrity štěpu, což může zvyšovat riziko selhání (Kautzner J et al., 2017).

Závěsné typy implantátů mají nespornou výhodu v tom, že ve valné většině nenarušují integritu štěpu a jsou tak nejvíce užívaným fixačním materiálem u šlachových štěpů. Zejména ve femorálním kanálu. Tato technika využívá v největší míře fixace štěpu na protilehlé kortikalis, na konci vrtaných kanálů. Bohužel se tím prodlužuje průběh štěpu v kostěném kanálu a zvyšuje se tím riziko tzv. „bungee cord effectu“ což znamená pružení fixačního materiálu a tím i štěpu v kostním kanálu (Siebold R et al, 2014).

Z výše popsaného je patrná poměrně pestrá paleta fixačních materiálů, které se dají různým způsobem vzájemně kombinovat a volit dle typu štěpu tak aby došlo k co nejideálnějším podmínkám při jednom konkrétním typu výkonu s vybraným štěpem. Optimální je dostupnost celého nebo alespoň širšího spektra implantátů, z důvodu případných peroperačních komplikací či jiných důvodů vyžadujících okamžitou změnu techniky fixace.

2 CÍLE A HYPOTÉZY DIZERTAČNÍ PRÁCE

Vlastní práce je tvořena dvěma částmi, které na sebe navazují. První experimentální a druhá klinická. Cílem práce v jeho experimentální části bylo provedení biomechanického testování navrženého implantátu a ověření jeho schopností plnit funkci fixačního materiálu šlach hamstringů ve femorálním kanále při rekonstrukcích předního zkříženého vazů. Vzhledem k tomu, že femorální fixace je jedním z kritických míst při rekonstrukcích předního zkříženého vazů, je schopnost implantátu snést odpovídající zatížení rozhodující pro úspěch celé operace. Dalším cílem experimentu bylo porovnat získaná data s údaji obdobných studií jiných typů běžně užívaných fixačních materiálů.

V první části tohoto experimentu tato biomechanická studie testovala vyvinutý nový prototyp femorálního fixačního šroubu a na základě získaných dat pak v druhé části porovnávala jeho vlastnosti s jinými typy fixace. Výsledky testu byly důležité pro rozhodování o tom, zda má být šroub navržen pro konvenční výrobu. Hlavním cílem bylo vyzkoušení nového prototypu fixačního šroubu. Základní parametr těchto testů bylo zjištění jaká maximální síla je nutná k vytržení nově navrženého implantátu pro rekonstrukci předního zkříženého vazů z kosti, porovnání těchto zjištění s výsledky jiných studií a rozhodnutí o tom, zda má srovnatelné biomechanické vlastnosti, případně zda by měly být provedeny další biomechanické testy. Zároveň jsme ověřili předpoklad, že se tímto typem fixace dosáhne menšího poškození štěpu a je dosaženo silnější fixace v kortikální kosti.

Na experimentální část práce navazovala část klinická s provedením operací s použitím vyrobeného implantátu za použití celé vyvinuté instrumentační sady. Studie byla navržena tak, aby všichni pacienti byli sledováni podle stejných kritérií. Hodnocen byl jednak klinický rozsah hybnosti, stabilita kolene, subjektivní IKDC skóre a hodnocení bolesti odběrového místa dle vizuální analogové škály (VAS). Výsledky byly srovnávány s druhostranným neporaněným kolenem. Základním cílem klinické části práce bylo ověřit hypotézu, že navržená instrumentační sada a operační postup jsou plně funkční, spolehlivé a vlastní operační postup a tomu odpovídající použití vytvořené a sestavené instrumentační sady celkově logicky navazující. Zároveň bylo ze získaných dat možno ověřit hypotézu, že výsledek takto provedené operace přináší klinické zlepšení stavu, nejen v krátkodobém ale i v dlouhodobém horizontu.

Základní hypotézy práce

Celá koncepce této práce byla navržena a realizována v postupných krocích tak, aby potvrdila či vyvrátila konkrétní hypotézy. Jejich ověření může přispět ke zlepšení klinických výsledků léčby poranění předního zkříženého vazů.

Hypotéza č. 1:

Navržený implantát je spolehlivý, plně funkční a srovnatelný s ostatními typy fixačních materiálů

Hypotéza č. 2:

Navržené instrumentarium a operační postup jsou vhodné pro použití v klinické praxi.

Hypotéza č. 3:

Po takto provedené operaci dochází klinicky k obnovení stability kolenního kloubu a zlepšení jeho funkce v krátkodobém i dlouhodobém horizontu.

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE (BIOMECHANICKÝ EXPERIMENT)

Vzhledem k tomu, že pevnost materiálu použitého k fixaci štěpu v kostním kanálu je velmi důležitá při rekonstrukci předního zkříženého vazy pomocí hamstringů byla experimentální práce koncipována tak abychom získané výsledky mohli zároveň porovnat s obdobnými typy používaných fixačních materiálů. V rámci této biomechanické studie byl testován prototyp nově vyvinutého femorálního fixačního šroubu, abychom získali data o jeho chování při zatížení v kostní tkáni, obdobným způsobem jako je plánováno jeho použití při rekonstrukčních operacích předního zkříženého vazy. Parametry měření jsme standardizovali tak, abychom získaná data dokázali porovnat s výsledky obdobným způsobem koncipovaných studií u běžně používaných fixačních materiálů. Získané údaje byly důležité pro rozhodování o tom, zda může být přistoupeno k další části práce ve formě klinického testování a podle dosažených výsledků klinického sledování, navržen pro konvenční výrobu. Jednou z důležitých vlastností prototypu implantátu je jeho vlastnost nenarušení integrity štěpu při implantaci. Cílem experimentu bylo potvrdit hypotézu, že biomechanické vlastnosti šroubu v prostředí podobném lidské kosti jsou dostatečně spolehlivé a tyto výsledky srovnatelné s obdobnými typy implantátu určených k fixaci hamstringových štěpů.

3.1 Mechanické a biomechanické principy studie

Oborem mechaniky zabývající mechanickými vlastnostmi biologických systémů je biomechanika. Zabývá se vlivem vnitřních a vnějších sil ovlivňujících mechanické vlastnosti biologických systémů. Pracuje s pojmy jako pevnost materiálů, deformace, mechanické napětí, poměrná deformace, přenos hmoty, dynamika a pohyb částic apod. Všechny tyto veličiny ovlivňují jednotlivé orgány a tkáně v biologických systémech různým způsobem (Hrazdírka I, 1990). Na sledování některých z těchto veličin je zaměřena i tato práce.

3.1.1 Základní biomechanické pojmy

Biologické systémy jsou na základě svých vlastností schopné působit odporovými silami vůči silám působícím zvenčí. **Síla** je vektorová fyzikální veličina. Jejím projevem

je jednak statický účinek, způsobující deformaci těles a jednak dynamický účinek, jehož příčinou je změna pohybového stavu tělesa. **Moment síly** je další vektorová veličina. Lze ji vyjádřit jako míru otáčivého účinku síly. Definujeme jej jako součin síly a kolmé vzdálenosti osy síly od daného bodu. Působením síly tedy dochází k tvarové deformaci tělesa. Vráti-li se po ukončení působící síly těleso do původní polohy, hovoříme o pružné deformaci. **Deformace** je popisována fyzikální veličinou zvanou **napětí**. Udává se v Pascalech (Pa) a označuje se σ . Je definována vztahem:

$$\sigma = dF/dS$$

dF rovná se vnitřní síla, působící na elementární plochu dS (Beneš J et al, 2015).

Podélné prodloužení doprovází příčné zkrácení Δb . Podíl zkrácení Δb a příčného rozměru b_0 se nazývá příčné zkrácení. Podíl relativního příčného zkrácení a relativního podélného prodloužení se označuje jako *Poissonovo číslo*. Plně stlačitelný materiál má hodnotu tohoto čísla 0, zatímco plně nestlačitelný 0,5 (Beneš J et al, 2015).

Hookův zákon elasticity popisuje síly působící na těleso v tahu a tlaku a důsledky jejich působení. Jsou-li hodnoty normálového napětí menší než mez úměrnosti σ_u , je normálové napětí σ (Pa) přímo úměrné relativnímu prodloužení ε :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

kde E (Pa) je konstanta úměrnosti, nazvaná **Youngův modul** nebo **modul pružnosti v tahu**. Vzhledem k tomuto vztahu lze také Youngův modul považovat za poměr napětí a jím vyvolané relativní deformace (Beneš J et al, 2015).

Při deformaci těles hrají roli následující parametry:

- **mez úměrnosti** – maximální síla, při které je závislost napětí a poměrné deformace ještě lineární;
- **mez pružnosti** – maximální síla, kterou lze materiál namáhat tak, že po přerušení namáhání se materiál vrátí do původního stavu;
- **mez kluzu** – síla, při které se materiál začne nenávratně (plasticky) deformovat, deformace zůstává i po přerušení namáhání;
- **tažnost** – představuje možnost prodloužení materiálu;
- **mez pevnosti** – maximální síla, která vede k porušení materiálu.

Mechanická zátěž je důsledek silově deformačního vlivu okolí na biologický systém, vyvolávající jeho specifickou reakci a následně adaptační mechanismy, které mohou ve svém negativním důsledku vést až k patologické odezvě. Princip řady degenerativních onemocnění. Rozlišujeme zátěž podprahovou, monotónní, silově rizikovou, rázovou, vibrační apod. Různé tkáně jsou vystaveny různě působícím druhům mechanické zátěže. Výsledné působení závisí na jejich struktuře a funkci. Podle velikosti působících sil (tlakových, tahových, smykových apod.) vzniká různá úroveň mechanického napětí vedoucí ve svém důsledku k selhání biologických tkání. Mechanické napětí můžeme měřit pomocí tzv **poměrné deformace** definované jako:

$$\sigma = FA$$

Mechanické napětí je tak určováno experimentálně měřením síly použité vůči vzorku a průřezu na který síla působí (Beneš J et al, 2015).

3.2 Materiál a metodika experimentu

Mechanické zkoušky implantátu obecně slouží k objektivizaci jeho vlastností. V rámci experimentální části této práce jsme si mimo jiné stanovili za cíl zjistit, jaká je maximální síla nutná k vytržení nově navrženého typu šroubu pro rekonstrukci předního zkříženého vazů z kosti. Provedli jsme „pull out testy“ fixačního systému na zvířecích kostech. Použity byly kosti z prasečích stehen, instrumentarium pro rekonstrukci předního zkříženého vazů, šroub s očkem, interferenční šroub a testovací zařízení MTS 858.2 Mini Bionix, MTS company.

Vlastní postup přípravy experimentu probíhal v laboratorních podmínkách. Zvažovali jsme výběr kostí mezi několika druhy. Kosti vepřové, hovězí a jehněčí. Vzhledem k našemu záměru porovnat naše výsledky s jinými obdobnými studii jsme nakonec zvolili kosti vepřové, abychom se co nejvíce přiblížili srovnávaným pracím jiných autorů (Hanus M et al., 2019b). Bylo potřeba sestavit plán a připravit veškerý požadovaný materiál a techniku potřebnou k provedení experimentu. Po výběru a kompletaci potřebného materiálu, jsme nejprve veškeré kosti opracovali a připravili k použití. Celkem jsme připravili 9 stehenních vepřových kostí, které byly nejprve očištěny, zbaveny všech měkkých tkání, menisků a vazů, následně opracovány a zvlhčeny fyziologickým roztokem. Takto připravené stehenní kosti byly připraveny

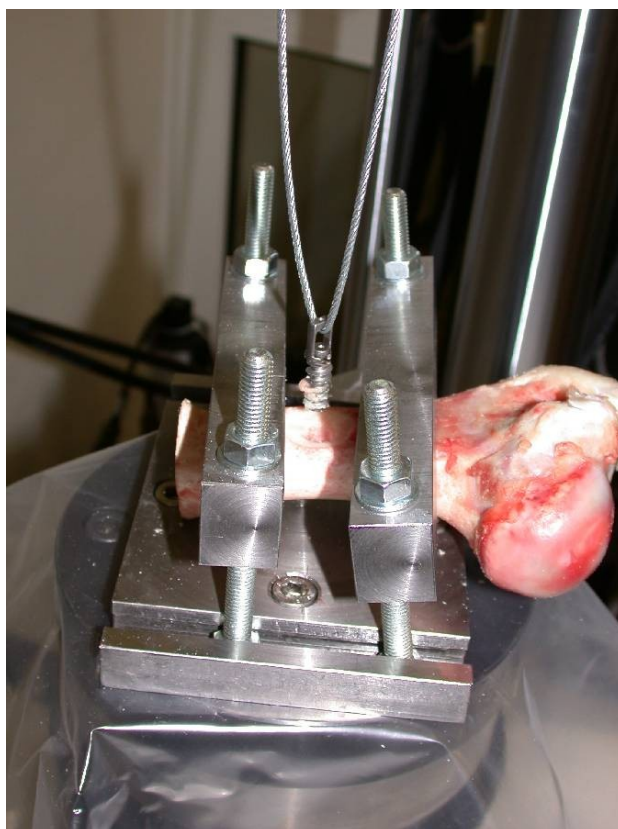
a speciálně upraveny k upnutí ve speciálním držáku. Do připravených kostí jsme implantovali testovaný implantát. Šroub jsme do kosti zaváděli v pozici co nejvíce odpovídající požadované anatomické pozici implantátu po operaci v oblasti zevního kondylu stehenní kosti. K implantaci jsme použili nástroje určené k implantaci během operačního výkonu, z instrumentační sady k tomuto účelu vytvořené a sestavené do kompletní sady. Kanály jsme vrtali 9 mm vrtáky z instrumentaria shodně jako při operaci a zavedení šroubu bylo provedeno za pomoci speciálního šroubováku z instrumentační sady, vše způsobem co nejvíce odpovídajícím peroperačnímu zavedení implantátu. Zavedení implantátu je patrné z obrázku 13.



Obr. 12: Zavedení šroubu do kosti

Po zavedení šroubu do kosti, jsme odstranili pomocné nástroje a zkontrolovali pozici šroubu, zda odpovídá požadavkům a správné anatomické pozici jako při zavedení během operačního výkonu. Po této kontrole jsme mohli zahájit přípravu vlastního měření. Bylo nutno jednotlivé komplexy kost-šroub označit a připravit k uchycení do měřicí soustavy. Vzhledem k tomu, že jsme disponovali pouze jedním měřicím zařízením, rozhodli jsme se pro měření postupné, nikoli všech komplexů najednou. Po nezbytných přípravách jsme tedy pro vlastní měření měli připraveno 9 komplexů kost – šroub, které jsme postupně instalovali do měřicí soustavy. Postupně jsme potom prováděli jednotlivá měření s každým připraveným komplexem zvlášť. Celý komplex kost – šroub jsme po předchozí nezbytné přípravě upnuli do držáku za použití

speciálního klíče. Vzhledem k charakteru fixovaného materiálu do speciálního držáku, jsme byli nuceni nejprve vyřešit, jakým způsobem bude toto provedeno. Kladen byl důraz na spolehlivost a pevnost fixace komplexu v držáku, tak aby nemohlo dojít k uvolnění a tím pádem ke zkreslení měření. Toho jsme docílili technickou úpravou čelistí držáku a fixačních šroubů, tak aby byla spolehlivost fixovaného komplexu kost – šroub co největší. Zároveň samozřejmě bylo nutno stanovit pevnost fixace v rozumné míře tak, aby nedocházelo k poškození fixované kosti držákem, což by ve výsledku taktéž vedlo k selhání a tím pádem ke zkreslení výsledků měření. Proto byla vždy po upnutí provedena důsledná kontrola fixace, abychom toto riziko minimalizovali. Po upnutí a následné kontrole pevnosti a spolehlivosti fixace kosti v držáku, jsme přistoupili k vlastnímu měření. Detail upínacího mechanismu s fixovanou kostí je patrný z obrázku 14.



Obr. 13: Detail držáku pro upnutí komplexů kost – šroub

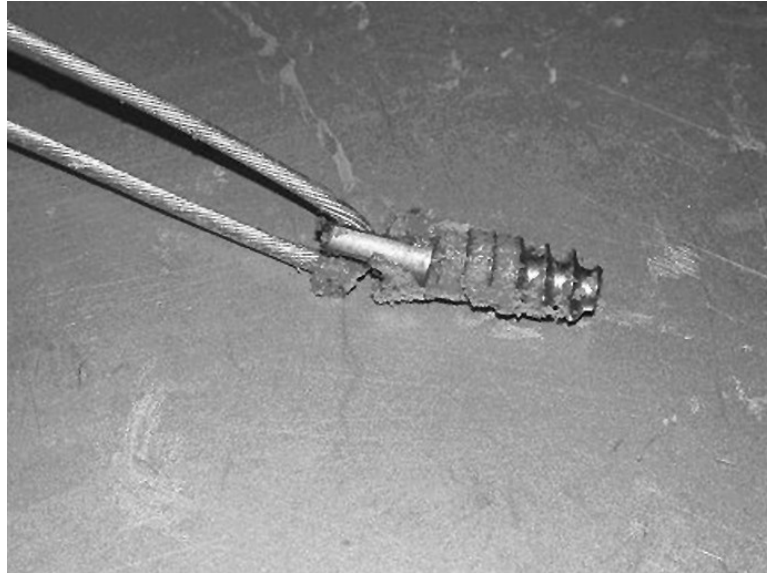
V takto uchyceném jednotlivém komplexu kost – šroub jsme provedli propojení s testovací soustavou. Do zavedeného implantátu bylo očkem šroubu provlečeno

ocelové lanko průměru 2 mm, které jsme upnuli do pohyblivé čelisti trhacího stroje (MTS 858.2 Mini Bionix, MTS company). Celý systém připravený k měření ukazuje obrázek 15. Testovací systém americké výroby MTS 858.2 Mini Bionix, je velmi sofistikovaný systém schopný současného zatěžování osovou silou a momentem síly. Axiální uspořádání stolního testovacího systému Bionix lze využít k velmi přesným měřením napětí, ohybu či komprese biomateriálů. Pracuje se silami do ± 25 kN a se standardním posunem ± 50 mm. Zařízení pracuje ve dvou různých pracovních nastaveních – modech. Nastavit lze jednak pro monotnické testování, jednak pro cyklické zatěžování. Výhodou axiálně-torzního uspořádání celého systému je právě možnost biaxiálního testování (maximální torzní momentové síly do ± 250 Nm a zároveň celkové rotace 270°). Tyto vlastnosti předurčují tento přístroj právě ideálně k testování odolnosti, či opotřebení různých materiálů využívaných právě v medicíně. Celý systém je propojen softwarově s počítačem, kde jsou veškeré naměřené hodnoty zaznamenány a zpracovány číselně i graficky. Právě z důvodu těchto parametrů byl tento testovací systém zvolen pro experimentální část této práce.



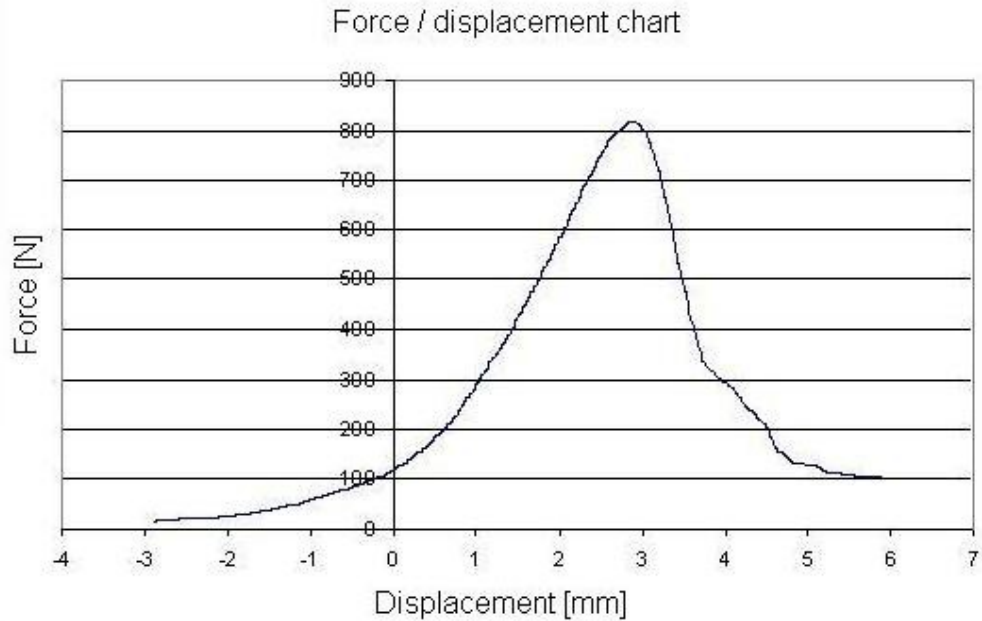
Obr. 14: Komplex kost-šroub v testovacím zařízení

Trhací zkouška probíhala v posuvem kontrolovaném modu. Zařízení bylo nastaveno tak, aby tahová síla působila v dlouhé ose zavedeného implantátu, respektive v ose jeho zavedení. Za ukončení zkoušky jsme považovali okamžik vytržení šroubu z kosti. Detail šroubu vytrženého z kosti zachycuje obrázek 16.



Obr. 15: Šroub vytržený z kosti

Vlastní měření takto připravené soustavy probíhalo aplikovanou silou na šroub s nastavenou rychlostí deformace 10 mm/min. Vytržení šroubu z kostního tunelu bylo měřeno pomocí testovacího systému. Naměřené údaje výsledných sil byly zaznamenávány pro každý komplex kost-šroub zvlášť a z takto získaných hodnot byla vypočítána průměrná hodnota konečné síly při uvolnění šroubu z kosti. Kromě sledování konečné síly při selhání jednotlivých implantátů jsme měřili i velikost jejich posunu při vytržení. Zjištěné vlastnosti jednoho z fixačních šroubů zobrazuje graf č. 2.



Graf 2: Záznam vlastností jednoho z fixačních šroubů

Postupně jsme takto provedli devět měření na všech připravených komplexech kost-šroub. Jakmile jsme dokončili veškerá plánovaná a připravená měření, ze kterých jsme díky softwarovému propojení testovacího zařízení s počítačem, získali údaje pro výpočet průměrné hodnoty působící síly. Z takto získaných údajů jsme provedli primární analýzu dat. Z těchto dat vybočovala dvě měření s výraznou odchylkou od průměru. Po provedení dalšího rozboru těchto dvou měření jsme byli nuceni tato měření vyhodnotit jako nestandardní a narušující podmínky měření z důvodů technických selhání. Konkrétně se jednalo o měření komplexu kost – šroub číslo 4 a 9. Tato měření byla znehodnocena předčasným uvolněním implantátu z důvodu chybného zavedení do kosti (číslo 4), podrobnější analýza pak ukázala výrobní vadu materiálu, kdy selhání oka šroubu vedlo k chybnému postavení implantátu, což bylo důvodem předčasného uvolnění. Ve druhém případě jsme podrobným rozbohem zjistili prolomení kanálu pro testovaný šroub s kanálem pro šroub sloužící k uchycení komplexu kost – šroub do speciálního držáku (měření 9). Do výpočtu průměrné hodnoty působící síly a její odchylky tedy nebyla zahrnuta. Námi získané výsledky jsme pak porovnávali s výsledky jiných prací používajících k testování síly potřebné k selhání různých druhů fixací prasečích kostí (Hanus M et al., 2019b).

3.3 Výsledky experimentální části práce

Celkově jsme provedli 9 měření. Dvakrát jsme zaznamenali selhání testované soustavy. Konkrétně u měření číslo 4 a měření číslo 9. U měření číslo 4 z důvodu vady materiálu došlo k vychýlení oka šroubu a tím pádem k nesprávné pozici implantátu. V případě měření číslo 9 došlo k prolomení kostního tunelu implantátu do kanálu pro šroub upevňovacího zařízení, čímž došlo k uvolnění stehenní kosti z držáku a zkreslení výsledku selháním implantátu při nízkém zatížení. Tato měření byla z dalšího výpočtu vyloučena. Ze zbývajících výsledků jsme vypočítali hodnotu konečné síly potřebné k selhání implantátu. Naměřené hodnoty sil při selhání implantátu se pohybovaly v rozmezí 679 N až 1235 N. Průměrná vypočtená hodnota síly a její směrodatná odchylka při selhání implantátu dle výpočtu byla $F = 987.77 \text{ N}$, resp. SD 188.14 N. Stejným způsobem jsme zaznamenali i hodnoty posunu implantátu při selhání. Naměřené hodnoty posunu implantátu při selhání se pohybovaly v rozmezí 7.14 mm až 11.74 mm. Z naměřených hodnot jsme stejným způsobem jako u výpočtu síly při selhání implantátu vypočítali průměrnou hodnotu posunu implantátu při selhání. Průměrná hodnota posunu implantátu a její směrodatná odchylka při selhání byla 9.76 mm, resp. SD 1.17 mm. Jednotlivé získané hodnoty sil při selhání, včetně dvou selhaných měření (měření 4 a 9), včetně vypočítané průměrné hodnoty a zároveň jednotlivé hodnoty posunu implantátu při selhání, opět včetně měření nezařazených (měření 4 a 9), jsou znázorněny v tabulce číslo 1. Na základě takto získaných výsledků měření a následných výpočtů jsme mohli dále pokračovat v ověřování jedné z hypotéz této práce. Takto získané údaje dávaly předpoklad potvrzující spolehlivé chování implantátu v reálném kostním prostředí, jeho plnou funkčnost, která se dala předpokládat i při použití při reálných operacích. To nám poskytlo možnost pokračovat v další práci. Dokončili jsme kompletaci a zhodnocení první části experimentální práce a pokračovali v dalším hodnocení. Po zkompletování výsledků jsme mohli přistoupit k ověření další hypotézy této práce, zda je implantát na základě experimentálního měření, dle získaných údajů srovnatelný s jinými typy obdobných fixačních systémů a implantátů. Proto již v první části experimentu bylo snahou pro co největší objektivitu srovnání nastavit podmínky měření tak, aby se co nejvíce blížily pracím jiných autorů provádějících obdobná měření používaných fixačních materiálů k rekonstrukci předního zkříženého vazů.

Tabulka 1: (* měření 4 a 9 nezahrnutá do výpočtu výsledné síly)

Číslo měření	Hodnota síly při selhání (N)	Posun při selhání (mm)
1	1060,72	10,97
2	817,46	7,91
3	679,88	8,96
4	259,15*	7,12
5	995,11	9,62
6	1134,66	11,74
7	990,61	9,50
8	1235,98	9,64
9	391,30*	7,49
Průměrná hodnota	987.77	9,76

Po analýze a finálním zpracování výsledků první části experimentálního testování implantátu jsme na základě takto získaných údajů přistoupily k ověření jedné z dalších částí hlavních hypotéz této práce. Pro potvrzení či vyvrácení této části jedné z hlavních hypotéz jsme porovnávali námi získané údaje s údaji jiných autorů, získanými v obdobném způsobem prováděnými měřeními chování fixačních systémů používaných k fixaci femorální části štěpu, při rekonstrukcích předního zkříženého vazů. Jednalo se o studie prováděné obdobným způsobem jako v této práci, za účelem sledování chování různých femorálních fixačních systémů při zatížení testovacím zařízením simulujícím zatížení v kolenním kloubu. Jako porovnatelné byly studie, kde byly jako materiál použity prasečí stehenní kosti (Becker R et al., 2001, Brown CH et al., 2004, Kousa P et al., 2003). Z dostupných pramenů těchto prací jsme získali údaje z provedených měření, které jsme porovnali s námi získanými hodnotami měření testovaného implantátu. Při porovnání našich výsledků s jinými studiemi (Brown CH et al., 2004, Kousa P et al., 2003), byla pevnost námi testovaného šroubu srovnatelná, s jinými implantáty užívanými k femorální fixaci štěpů při rekonstrukci předního zkříženého vazů. Dle publikovaných studií jsou uváděny nejvyšší hodnoty sil při selhání u TransFix system (Arthrex GmbH, Německo) – 1303 N (Brown CH et al., 2004), Bone mulch screw (Arthrotek Inc., USA) – 1112 N a Endobutton (Acufex Microsurgical, Inc., USA) – 1086 N (Kousa P et al., 2003). Výsledné hodnoty našich měření testovaného implantátu pak ukazují o něco horší výsledky s výše uvedenými třemi implantáty, ale srovnatelné výsledky ve srovnání s fixačním systémem Rigid fix (Mitek, USA) – 868 N či Smart screw ACL (Bionx Implants Inc., USA) – 794 N (Kousa P et al., 2003). V porovnání se vstřebatelnými interferenčními šrouby má pevnost vyšší

(Brown CH et al., 2004, Kousa P et al., 2003). Přehledné srovnání všech získaných výsledků ukazuje tabulka číslo 2.

Tabulka 2: Porovnání výsledků měření s jinými typy implantátů

Implantát	Hodnota síly při selhání (N)
TransFix	1303±282
Endobutton CL	1086±185
Bone Mulch Screw	1112±295
Testovaný implantát	988±188
Rigid Fix	868±171
Smart Screw ACL	794±152
Bio Screw	589±204
RCI screw	546±174

Z výsledného porovnání lze vyslovit předpoklad, že námi testovaný implantát je srovnatelný s jinými typy femorálních fixací užívaných při rekonstrukčních výkonech předního zkříženého vazy. Tím se potvrdila jedna z hlavních hypotéz této práce.

3.4 Diskuse k experimentální části

Vzhledem k tomu, že šlachy hamstringů a štěpy z ligamentum patellae (BTB), jsou nejčastěji používanými typy štěpů při rekonstrukcích předního zkříženého vazy, byla provedena celá řada studií s cílem porovnat pooperační výsledky rekonstrukcí předního zkříženého vazy za pomoci právě těchto dvou typů štěpů (Barret GR et al., 2002, Bennyon BD et al., 2002, Steiner ME et al. 1994). Z biomechanického hlediska vykazují štěpy ze šlach hamstringů, zejména v jejich čtyřpramenné podobě, vynikající biomechanické vlastnosti v porovnání s vlastnostmi štěpu z ligamentum patellae (BTB) (Kautzner et al., 2015, To JT et al., 1997, Wallace MP et al., 1997, Wilson TW et al., 1999, Yasuda K et al. 1997). Naproti tomu bylo řadou autorů popsáno, že kolenní klouby vykazují při použití štěpů ze šlach hamstringů větší laxitu, než je tomu při rekonstrukcích za použití štěpů z ligamentum patellae (Barret GR et al., 2002, Bennyon BD et al., 2002, To JT et al., 1997, Yasuda K et al., 1997). Náhrada předního zkříženého vazy je rekonstrukční výkon, jehož cílem je především obnovit stabilitu kolenního kloubu. Tímto způsobem léčby dochází k obnovení anatomických poměrů kolenního kloubu a tím i k obnově jeho funkce. Jak již bylo výše uváděno, dle řady autorů se jedná o dlouhodobě vyzkoušené a propracované operační techniky, na jejichž výsledku se podílí celá řada faktorů (Van Eck CF, Fu FH, 2011). Mezi ně se řadí nejen

vlastní operační technika a její provedení, ale především volba štěpu, technika a způsob jeho fixace, jakož i pooperační péče včetně rehabilitace a spolupráce pacienta (Kruse L et al., 2012). Protože volba štěpu je individuální záležitostí, nejen z hlediska operátora a jeho zkušeností, ale i z hlediska pacienta, je důležité předoperační plánování. Ruku v ruce s volbou štěpu jde logicky i volba způsobu jeho fixace. Technika a způsob fixace štěpu do kostních kanálů se ukazují být jedním z nejvýznamnějších faktorů pro úspěch celé operace (Rue JP et al., 2008, Zeman P et al., 2012). Jak již bylo uváděno, dle řady autorů a prací bylo ověřeno, že zvolený typ implantátu fixujícího štěp v kostním kanále významným způsobem ovlivňuje vlastnosti štěpu (Handl M et al., 2007, Kautzner J et al., 2017). Testovaný implantát koncipovaný jako závěsný typ bez porušení integrity štěpu, navíc s dobrými biomechanickými vlastnostmi, se tak jeví jako velmi dobrá alternativa k ostatním běžně používaným typům fixací. Vzhledem k tomu, že různý typ štěpu, vykazuje odlišný způsob a délku vhojování, je správná volba jeho fixace klíčová otázka předoperačního plánování. Rozhodování v rámci předoperačního plánování je klíčové pro výsledek celé operace a koneckonců i celé léčby. Je zcela logické, že nároky na zvolený implantát budou zcela odlišné u vhojování kost – kost, jak je tomu například u štěpu z ligamentum patellae, než u vhojování kost – šlacha, jako je tomu při použití šlach hamstringů. Toto období vhojování štěpu je nejkritičtější fází, během které jsou nároky na fixační materiál největší. Právě během této fáze pooperačního období přebírá fixační materiál největší míru zatížení působením sil do oblasti fixace štěpu, a to zejména v jeho femorální části (Aga C et al., 2013, Kurosaka M et al., 1987, Yagi M et al., 2002). Měření testovaného implantátu v experimentální části této práce potvrdily jeho předpokládané velmi dobré biomechanické vlastnosti. Celosvětově byla provedena celá řada biomechanických analýz, které popisují hranici pevnosti fixace štěpu, plně dostačující pro každodenní zatížení běžnými denními aktivitami, v rozmezí 454-500 N (Noyes FR et al., 1984, Magen HE et al., 1999). Z tohoto rozmezí plyne, že i interferenční šrouby, které dle řady prací vykazují nejnižší hodnoty pevnosti fixace, jsou plně dostačující, aby snesly zatížení během rehabilitačních a následně i běžných denních činností, pacientem vykonávaných (Becker R et al., 2001, Brown CH et al., 2004, Kousa P et al., 2003). Interferenční šrouby jsou sice dostatečně spolehlivé pro fixaci štěpů, nicméně vzhledem k tomu, že hodnoty uváděné pevnosti fixace jsou jen o málo větší, než je rozmezí sil působících na fixaci štěpu při každodenních aktivitách, je v současnosti mnohem více využíváno jiných typů fixace štěpu zejména pak u femorálního typu fixace. Při výběru fixace hraje další roli to, zda vybraný typ

nějakým způsobem narušuje či nenarušuje integritu štěpu. Je prokázáno, že implantáty a fixační systémy narušující integritu štěpu mají výrazně větší tendenci k selhání (Kautzner et al., 2017). Námi testovaný implantát je koncipován jako závěsný typ fixace, bez porušení integrity štěpu. Dle námi získaných měření se dají implantátu přisoudit výrazně lepší fixační vlastnosti než interferenční šrouby při jeho implantaci do kosti. Vysoce pak přesahují hodnoty zatížení každodenními aktivitami výše uváděnými v rozmezí 454-500 N. Z měření tedy jasně vyplývá, že velikost fixační síly testovaného implantátu je dostatečná, aby snesla pooperační zatížení štěpu v pooperačním období, během každodenních aktivit pacienta a taktéž při probíhající pooperační rehabilitaci. Výsledky testů zároveň podporují i náš předpoklad možnosti použití tohoto typu fixace u mladších pacientů, nebo u pacientů s vyššími nároky na zátěž kolenního kloubu (Hanus et al., 2019b).

Při plánování a přípravě experimentálního měření jsme se rozhodovali mezi několika druhy kadaverózních zvířecích kostí. Možnost byla zvolit prasečí, hovězí nebo jehněčí kadaverózní stehenní kosti. Nakonec jsme pro měření testovaného implantátu jako nosný modelový materiál vybrali prasečí kadaverózní kosti. Zvolili jsme tak proto, abychom následně mohli lépe srovnat naše výsledky s obdobnými testy jiných autorů, kteří k testování implantátů taktéž použili kadaverózních prasečích kostí (Becker R et al., 2001, Brown CH et al., 2004, Kousa P et al., 2003). Nelze opominout ani hledisko rozdílných hustot kostí nejen mezi sebou, ale ve vztahu ke kosti lidské. Po zhodnocení všech těchto faktorů se tedy ukázal jako nejvhodnější modelový materiál kadaverózní stehenní kost prasečí. Jsme si samozřejmě vědomi, že díky tomu jsou výsledky měření ovlivněné. Je zřejmé, že právě rozdílná hustota prasečí kosti v porovnání s reálným prostředím lidského skeletu, znamená určité zkreslení výsledků. Vzhledem k tomu, že hustota prasečích kostí je vyšší než lidských, vyplývá z měření, že i změřená pevnost testovaného implantátu bude vyšší, než by byla v prostředí kosti lidské. Díky takto stanoveným podmínkám jsme však byli schopni provést srovnání s výsledky jiných studií, které hodnotily pevnost implantátů shodně v prostředí prasečích kadaverózních kostí (Becker R et al., 2001, Brown CH et al., 2004, Kousa P et al., 2003). Vybrali jsme studie prováděné taktéž na prasečích kostech, za standardizovaných podmínek, tak aby přímé srovnání výsledků bylo dostatečně objektivní. Díky takto stanoveným parametrům považujeme naše získané výsledky za dostatečné a v porovnání s ostatními implantáty srovnatelné i vzhledem k tomu,

že u lidí lze předpokládat nižší hodnoty maximálního zatížení, jak uvádí ve svých pracích jiní autoři (Becker R et al., 2001, Magen HE et al. 1999).

Cílem našeho experimentu bylo zjistit chování testovaného implantátu v modelovém prostředí prasečích kostí a měření získat data potřebná k výpočtu hodnoty konečné fixační síly. Získané údaje jsme porovnávali s hodnotami obdobným způsobem provedených měření jiných autorů. Podle námi získaných výsledků se testovaný implantát ukázal jako plně srovnatelný z hlediska konečné fixační síly s jinými typy používaných femorálních fixačních systémů. Součástí našeho experimentálního měření nebylo testování implantátu vystaveného skluzným silám při cyklickém zatížení, ani měření schopnosti obnovení tuhosti kolenního kloubu při obnovení normálních anatomických poměrů, jak navrhoval ve své práci Magen et al. (Magen HE et al., 1999). Toto lze považovat za určitou limitaci studie, stejně jako provádění měření na prasečích kadaverózních štěpech. Tyto však byly ošetřeny a připraveny standardizovaným způsobem, ve shodě s jinými autory díky čemuž jsme mohli dosažené výsledky srovnat právě s obdobným způsobem vedenými pracemi (Becker R et al., 2001, Brown CH et al., 2004, Kousa P et al., 2003).

4 KLINICKÁ ČÁST PRÁCE (KLINICKÁ STUDIE)

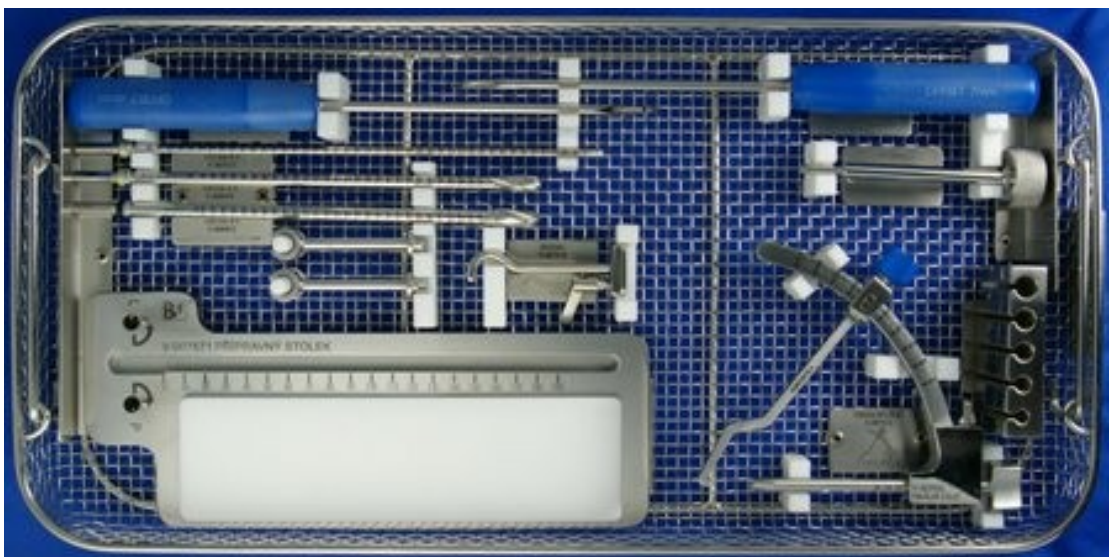
V návaznosti na experimentální část práce, byl připraven design a plán realizace klinické studie, která by umožnila ověření v experimentální části práce získaných poznatků. Klinická studie byla připravena tak, abychom vyzkoušeli použití v reálné klinické praxi, a zároveň získali dostatek informací pro další použití. Samozřejmě bylo cílem ověření některých hypotéz této práce.

4.1 Materiál a metodika klinické studie

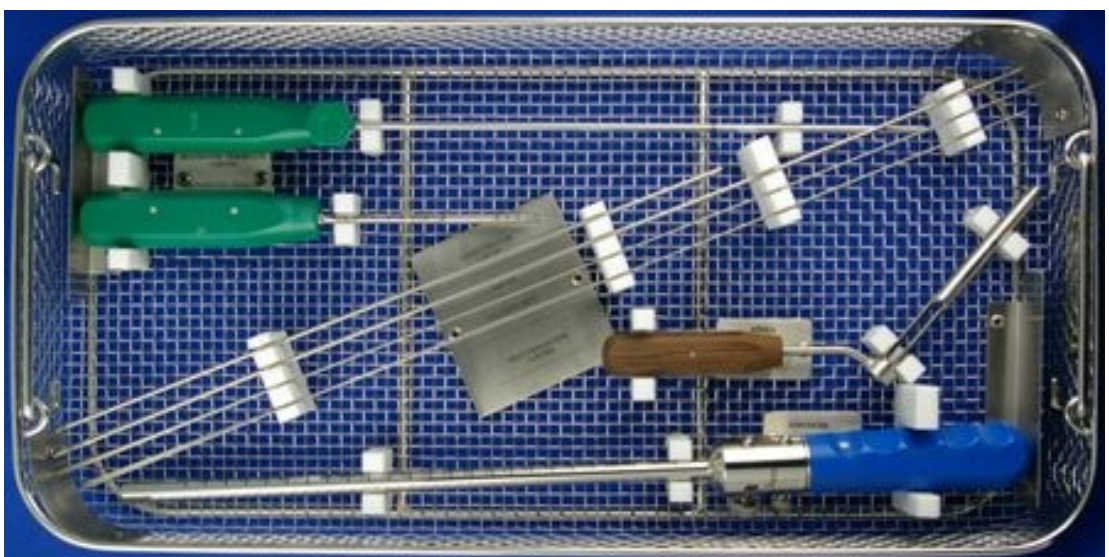
Klinická část práce probíhala v letech 2007-2014. Cílem bylo v návaznosti na experimentální část práce vytvoření speciálního operačního instrumentária určeného k použití testovaného implantátu. Snahou bylo vytvoření kompletní instrumentační sady k použití při rekonstrukci předního zkříženého vazů artroskopickou technikou. Na základě zkušeností klinických i experimentálních byla sada vytvořena tak, aby maximálně využívala kladů a technických zdokonalení. Vlastní operace byly prováděny výhradně artroskopickou technikou. Soubor byl tvořen 58 pacienty (9 mužů a 49 žen). Stranový poměr pravé: levé koleno činil 31:27. Do sledování byli zařazeni pacienti se stavy akutními, chronickými i stavy indikované k reoperaci po předchozím rekonstrukčním výkonu (poměr činil 14:38:6). Průměrný věk pacientů v době úrazu byl 34.6 let (rozmezí 18-58 let). Klinické hodnocení bylo prováděno jednak před operací a jednak po operaci v intervalu 3 a 6 měsíců, 1, 3, 5 až 8 let od operace, přičemž minimální doba hodnocení byla 1 rok od operace. Všichni pacienti byli sledováni podle stejných kritérií – klinický rozsah hybnosti (Range Of Motion – ROM), stabilita kolene – pivot shift test, instrumentální Lachmanův test pomocí Rolimetru, subjektivní IKDC skóre a hodnocení bolesti odběrového místa dle VAS škály. Výsledky byly srovnávány s druhostranným neporaněným kolenem. Hodnocení hybnosti (ROM – Range Of Motion) dokumentovalo rozsahu pohybu, jako normální bylo hodnoceno dosažení plné extenze (nikoli hyperextenze), flexe byla hodnocena v plném rozsahu ve srovnání s druhostranným kolenem. Pro hodnocení stability kloubu byl použit Lachmanův test s pomocí Rolimetru (Arthrex), shodně byla hodnocena stabilita/laxita do 2 mm jako normální, lehce abnormální mezi 2-5 mm, abnormální laxita byla hodnocena při odchylce vyšší než 5 mm. Subjektivní hodnocení pooperačního stavu bylo provedeno dle subjektivního hodnotícího skóre The International Knee

Documentation Committee (IKDC) a v případě odběrového místa podle Visual Analogue Scale (VAS). Byly sledovány výskyt a frekvence pooperačních komplikací jako je infekce, hematom a hluboká žilní trombóza (Hanus M et al., 2019a)

Cílem vývoje celé sady bylo vytvoření implantátů určených k fixaci šlach hamstringů při rekonstrukci předního zkříženého vazů a kompletního instrumentária určeného k implantaci těchto fixačních prvků. Součástí bylo pochopitelně vytvoření přesného operačního postupu v jednotlivých po sobě logicky navazujících krocích za využití jednotlivých nástrojů instrumentační sady (Handl M et al, 2018). (Obr. č. 17 a 18)



Obr. 16: Instrumentarium 1. část

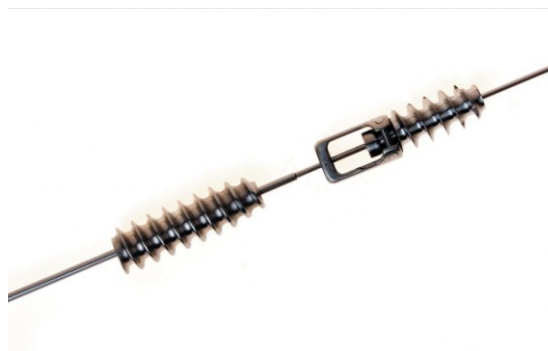


Obr. 17: Instrumentarium 2. část

Celý vývoj vycházel z požadavku ukotvení upravených šlach hamstringů pomocí dvou fixačních prvků, z nichž femorální bude závěsný typ implantátu. Výsledná podoba systému byla v sestavě dvou šroubů. Na závěsném kotvení ve femuru pomocí šroubu s očkem a press-fit kotvení v tibií pomocí kovového interferenčního šroubu. Technika zavedení zejména femorálního šroubu byla po řadě pokusů ustálena na protažení šroubu s očkem přes připravený tibiální tunel a nitrokloubní prostor do femorálního kanálu, ve kterém se provede definitivní fixace šroubu, jehož pozice je ověřena kontrolní měrkou na speciálním šroubováku, k tomuto účelu vytvořenému. Femorální šroub je před implantací dočasně pevně fixován k šroubováku, a následně vtahován po osazeném Kirschnerově drátu, který prochází středem šroubováku a zároveň šroubu s očkem. Systém přináší některé výhody. Jednak následné zavedení tibiálního interferenčního šroubu se provede po tomtož drátu, což zaručuje jeho přesné navedení středem mezi jednotlivými prameny speciálně k tomuto účelu upravenému štěpu, a jednak po dokončení tibiální fixace lze provést po ověření tonizace štěpu artroskopickou sondou ještě jeho dotonizování dotažením femorálního šroubu. (Handl M et al., 2018)

Implantáty

Pro femorální část fixace je určen šroub s očkem, jehož funkce při fixaci štěpu vychází ze závěsného typu fixace. Vlastní šroub s očkem je složený implantát tvořený několika částmi. Jednak hlavní závitová část s čepem, dále očkem nasazeným na čep závitové části a pojistného kolíčku zajišťujícího pevně očko k závitové části, přičemž zůstává zachováno volné otáčení očka kolem čepu, zároveň zabraňuje překrucování vazy během implantace. Šroub je osazen šestihranem odpovídajícím šroubováku určenému k jeho zavádění a je po celé své délce kanulovaný. Detail šroubu s očkem ukazuje obrázek 19. Vyrábí se ve dvou průměrech 7.5 mm a 8.5 mm. Šroub určený pro tibiální fixaci je určen pro fixaci press-fit. Tento interferenční šroub je taktéž kanulovaný a je k dispozici v průměrech 8 mm a 9 mm a každý průměr v délce 20 mm nebo 25 mm. Závitů obou šroubů jsou široké s vysokým stoupáním, spongiózního charakteru, přičemž hrany závitů na tibiálním šroubu jsou patřičně zaobleny, aby nedošlo k poškození implantovaného vazy. Použitým materiálem obou šroubů je slitina titanu Ti6Al4V dle ISO 5832-3. Oba implantáty jsou zachyceny na obrázku 20.

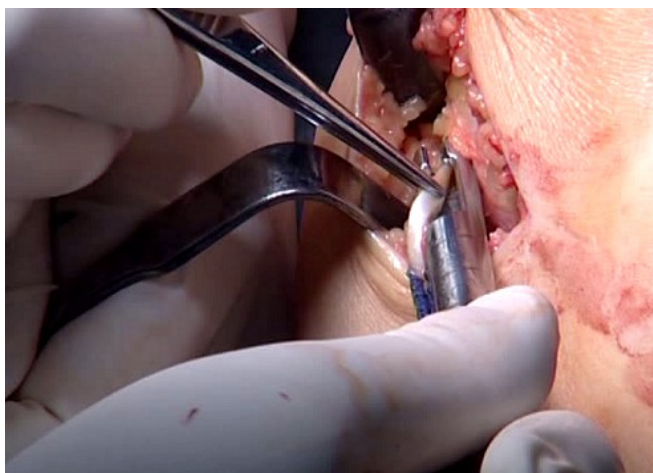


Obr. 18: Šroub s očkem a šroubovákem Obr. 19: Tibiální a femorální šroub

Operační postup

Vzhledem k tomu, že v současné době se provádí rekonstrukční výkony předního zkříženého vazů prakticky výhradně artroskopickým způsobem, byla i pro námi navržený operační postup zvolena artroskopická technika. Pro výkon je třeba standardní artroskopické vybavení. Vlastnímu výkonu vždy předchází předoperační plánování, s rozvahou o typu výkonu, volbě štěpu a implantátu. Výkon lze plánovat jako jednodobý nebo dvoudobý. Artroskopie se provádí ze standardních anterolaterálních a anteromediálních portů, zavedením optiky do kolenního kloubu, kdy jsou postupně pomocí sondy kontrolovány veškeré dosažitelné struktury a diagnostikovány případná patologie. Po verifikaci léze předního zkříženého vazů, záleží na případném nálezu přidružených patologií, zda bude výkon pokračovat rekonstrukcí v jedné době, nebo se rozhodneme pro výkon dvoudobý. I dvoudobý výkon na pracovišti autora vždy zahajujeme opětovnou artroskopickou diagnostikou kolenního kloubu. Odběr štěpu se provádí z pomocného krátkého přístupu kopírujícího anatomický průběh pes anserinus. Po šetrné preparaci a uvolnění šlach identifikujeme a izolujeme zvláště šlachy musculus semitendinosus a musculus gracilis. Po jejich identifikaci a uvolnění lze šlachy odebrat. K odběru šlach hamstringů používáme speciální odběrovou kyretu (harvester), která je také součástí instrumentaria. Způsob odběru a odběrová kyreta jsou zachyceny na obrázcích 21 a 22. Dle velikosti a průměru šlach následně vybereme správnou odpovídající velikost implantátu. Tento průměr je určen protažením šlach kalibrem k tomuto určeným, který je součástí instrumentaria. Kalibr ukazuje obrázek 23. Tyto údaje jsou důležité pro výběr dalších nástrojů, zejména vrtáků pro vyvrtání kostních tunelů, do kterých bude připravený štěp implantován a fixován zvolenými

implantáty. Přesnost a volba odpovídajících rozměrů je klíčová, protože při nesprávném výběru hrozí riziko selhání implantátu nejen v pooperačním období, ale rovnou i peroperačně při závěrečné tonizaci štěpu.



Obr. 20: Odběr štěpu pomocí kyrety



Obr. 21: Kyreta



Obr. 22: Kalibr pro měření průměru odebraných šlach

Součástí sady je i přípravný stolek pro opracování šlach, který ukazuje obrázek 24. Odebrané šlachy hamstringů jsou opracovány a na tomto přípravném stolku připraveny k implantaci. Příprava zahrnuje kompletaci šlach s femorálním šroubem a osazeným Kirschnerovým drátem. Šlachy jsou prošity speciálně tak aby bylo možno zavést tibiální šroub po drátu středem mezi jednotlivými prameny šlach. Detail připraveného štěpu zkompletovaného se šroubem s očkem je zachycen na obrázku 25.

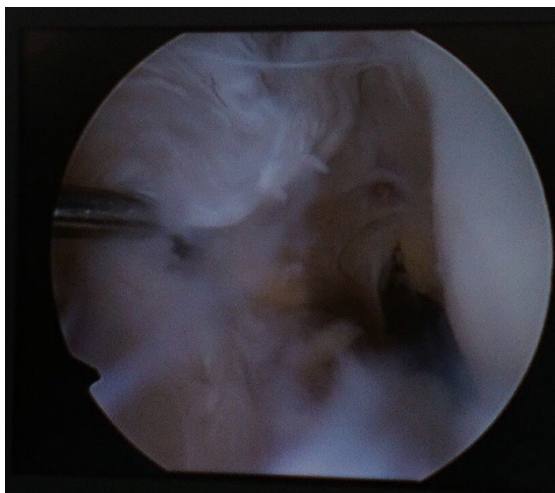


Obr. 23: Přípravný stolek

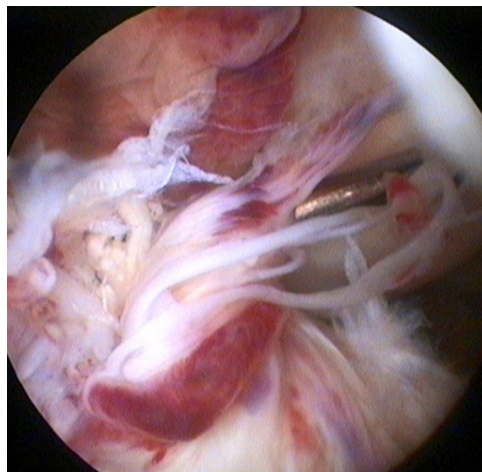
Obr. 24: Příprava štěpu na přípravném stolku

Paralelně s přípravou štěpu probíhá artroskopie kolenního kloubu. Jak již bylo uvedeno, standardním způsobem je nejprve provedena diagnostika veškerých dostupných struktur kolenního kloubu, zároveň je provedeno ošetření případných nalezených patologií. Strategie ošetření jednotlivých nalezených patologií se samozřejmě odvíjí, jak již bylo výše uvedeno, podle toho, zda bude možno provést výkon jednodobě, nebo dvoudobě. Bez ohledu na strategii, na pracovišti autora vždy zahajujeme výkon artroskopickým vyšetřením kolenního kloubu. Tento způsob považujeme za mnohem výhodnější a přesnější. V období od primární artroskopie mohlo dojít k novým patologiím, které mohou následnou strategii léčby měnit. Po odebrání štěpu však již strategii lze změnit pouze minimálně, neboť se jedná o nevratný stav. Vlastní artroskopické vyšetření je součástí artroskopického výkonu. Provádí se kompletní diagnostika všech dosažitelných nitrokloubních struktur, a pokud to lze, okamžité ošetření nalezených patologií mimo poranění předního zkříženého vazy. Součástí kompletní diagnostiky je samozřejmě verifikace, nebo opětovné potvrzení poranění předního zkříženého vazy. Artroskopický pohled na poraněný přední zkřížený vaz je patrný z obrázků 26 a 27 (z archivu kliniky). Po takto provedené artroskopii výkon plynule navazuje a přechází ve vlastní rekonstrukční výkon. Po odběru štěpu, který se předá asistenci k přípravě, jak již bylo výše popsáno, se paralelně provádí příprava interkondylického prostoru k implantaci připravovaného štěpu. Odstraňují se zbytky původního vazy, či jizevnaté tkáně, které snižují přehlednost celého prostoru, nebo se provádí úprava kosti interkondylického prostoru (notch plastika), vše obvykle za pomoci shaveru či radiofrekvenčních elektrod. Cílem je vždy dokonalé zpřehlednění dané oblasti, s jasnou identifikací a ozřejmením jednotlivých anatomických struktur. Toto je důležité

především při cílení a vrtání kostních tunelů tak abychom dosáhli jejich co nejpresnějšího požadovaného vyústění.

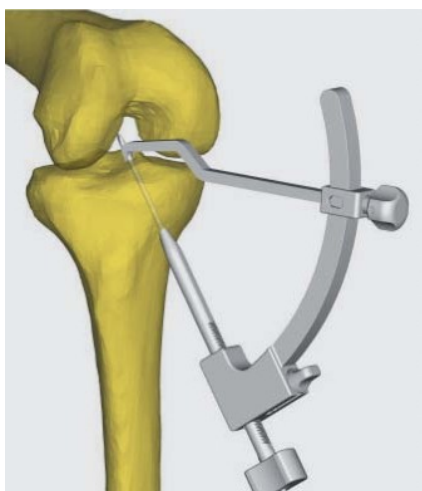


Obr. 25: ASC nález starší léze LCA

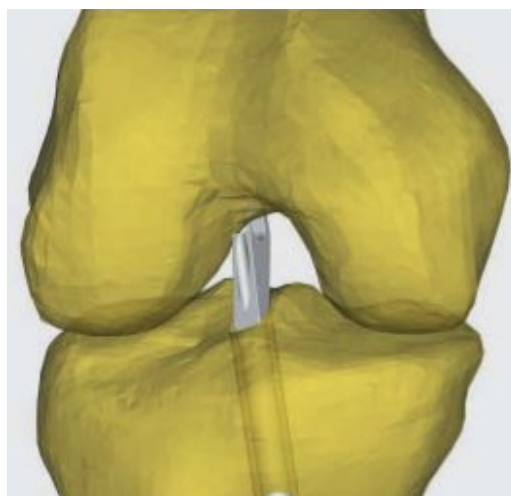


Obr. 26: ASC revize čerstvé léze LCA

Po takovéto přípravě následuje cílení a vrtání jednotlivých kanálů. Technika této operace je koncipována jako transtibiální, proto se vždy jako první cílí a vrtá kanál tibiální. K cílení používáme speciální cíliče, zvlášť pro tibiální kanál a zvlášť pro femorální kanál. Femorální cílič, má úhlovou variabilitu, tibiální cíliče jsou s různým off-setem (6 mm a 7 mm). Oba dva jsou součástí instrumentační sady. Techniku cílení pomocí tibiálního a femorálního cíliče zobrazují obrázky 28 a 29.



Obr. 27: Femorální cílení



Obr. 28: Tibiální cílení

Pomocí těchto cíličů lokalizujeme požadované anatomické body, ve kterých plánujeme vyústění tibiálního a femorálního kanálu. Po požadovaném zacílení průběhu kanálů, což se provádí zavrtáním Kirschnerova drátu, právě v průběhu plánovaného kanálu. Takto zavrtaný Kirschnerův drát slouží jako vodič pro příslušný vrták. Vrtáky jsou kanulované, vnitřním průměrem právě odpovídajícím cílicím Kirschnerovým drátům. Následně se provede po takto zavrtaném vodícím drátu postupně vyvrtání jednotlivých kanálů, nejprve tibiálního (Ø8 nebo Ø9mm, dle odebraného štěpu) a poté femorálního kanálu. Femorální kanál je vrtán specifickým způsobem, kdy nejprve je celý femur provrtán vrtákem Ø5 mm, a teprve poté je dokončeno vyvrtání femorálního kanálu standardním způsobem, za použití femorálního vrtáku odpovídajícího průměru (Ø8 nebo Ø9mm dle odebraného štěpu). Příprava kanálů a jejich vrtání musí být naprosto přesná, neboť jakákoli odchylka může vést ve svém důsledku k selhání jednotlivých implantátů. Selhání se může projevit nejen v peroperačním průběhu, například při tonizaci štěpu, ale i s odstupem během pooperační rehabilitace, kdy jsou nároky na zejména femorální šroub velmi vysoké. Jakmile jsou kanály připraveny, je napříč kolenem přes vyvrtané kanály zaveden speciální šroubovák. Vše probíhá přes pomocný přemost'ující vodící drát. Po protažení přes obě kosti je ke šroubováku fixován asistentem paralelně připravený komplet šroub s očkem – štěp. Speciální šroubovák a průběh jeho zavedení přes kolenní kloub ukazuje obrázek 30, fixaci kompletu šroub s očkem – štěp k šroubováku zobrazuje obrázek 31.

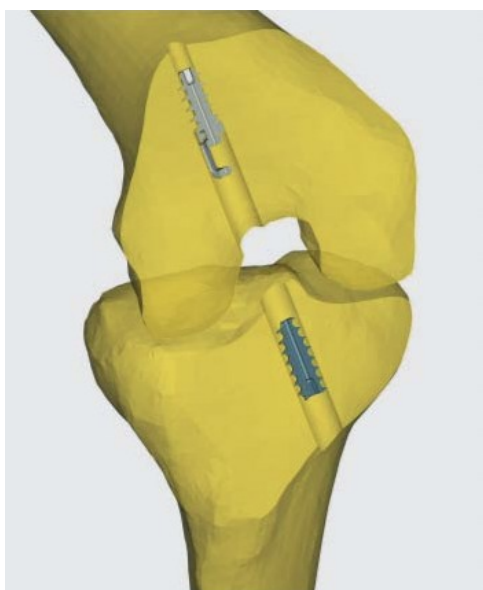


Obr. 29: Speciální šroubovák

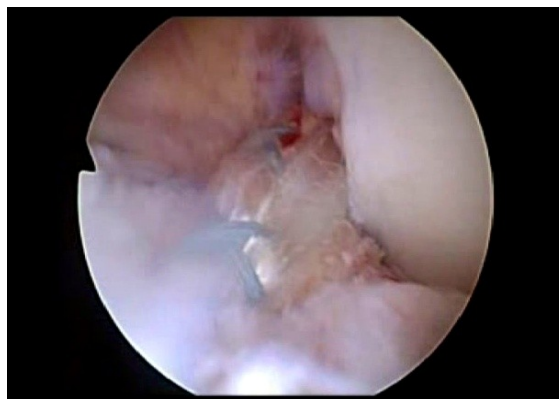


Obr. 30: Šroubovák se šroubem a štěpem

Šroub je po zafixování ke šroubováku i se štěpem protažen přes tibiální kanál a kolenní kloub až do femorálního kanálu kde je zašroubován do plánované pozice. Vše probíhá po zavedeném osazeném přemosťujícím vodícím drátu. Tento drát usnadňuje vedení, protažení šroubováku s fixovaným šroubem a štěpem přes oba kanály, tibiální i femorální, jakož i přes vnitřní prostor kolenního kloubu. Jakmile je komplet šroub s očkem – štěp, fixovaný na šroubováku zatažen do femorálního kanálu, přistoupí se k definitivnímu zašroubování do stehenní kosti. Snahou je zajistit co nejlepší primární fixaci šroubu do kosti, bez nutnosti další intervence. Jak již bylo uvedeno v teoretickém úvodu této práce, je právě femorální fixace z hlediska cyklického zatěžování, vystavena mnohem většímu působení sil než fixace tibiální. Proto je zavádění implantátu do stehenní kosti prováděno velmi pečlivě a co nejpřesněji, aby došlo k co nejlepší primární fixaci implantátu. Po ověření spolehlivosti primární fixace šroubu ve femorálním kanálu můžeme přistoupit k zafixování tibiální části štěpu. Vzhledem k tomu, že tonizace štěpu je nesmírně důležitá pro výsledné fungování kolenního kloubu, umožňuje tento systém dvojí možnost tonizace štěpu. Jednak před zavedením zvoleného tibiálního implantátu je provedena standardní tonizace štěpu jako u jiných fixačních systémů a následně je takto tonizovaný štěp zajištěn ve své tibiální části vybraným interferenčním šroubem. Pozici implantátů v kosti ukazuje obrázek 32, artroskopický pohled na průběh protažení štěpu kolenním kloubem pak obrázek 33.

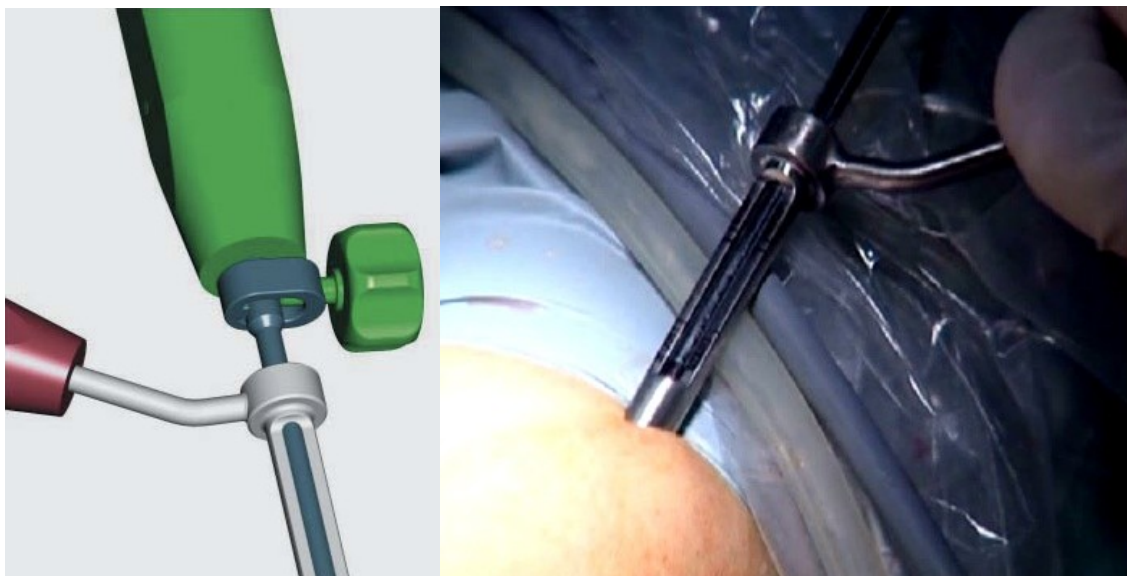


Obr. 31: Pozice šroubů po implantaci



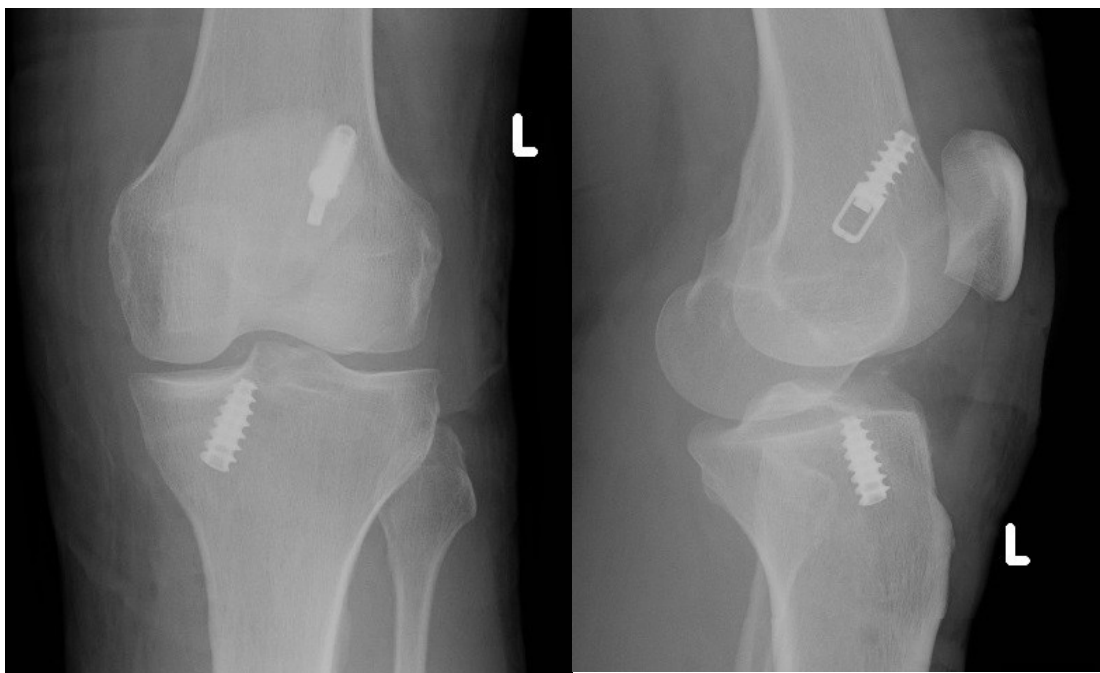
Obr. 32: ASC pohled na štěp

Poté pod artroskopickou kontrolou provádíme kontrolu pozice štěpu a jeho tonizaci. Vyžaduje-li to situace, umožňuje systém v tuto chvíli ještě provedení úpravy tonizace štěpu, vizuální kontrolou speciální rysky na kalibrační části šroubováku. Detail kalibrační části šroubováku je zachycen na obrázcích 34 a 35.



Obr. 33: Detail kalibrační části **Obr. 35: Peroperační pozice šroubováku**

Po závěrečné kontrole štěpu se provede výplach kolenního kloubu, zavede se Redonova drenáž do kolenního kloubu a sutura všech ran. Fixace se zpravidla neužívá. Výkon se provádí ve standardní antibiotické profylaxi, pooperačně je zavedena prevence tromboembolie za použití LMWH. Při nekomplikovaném průběhu dochází k rychlému zahájení pooperační rehabilitace s vertikalizací pacienta o francouzských holích s odlehčením operované končetiny. Pooperačně se geometrie kanálů a pozice implantátů kontroluje rtg vyšetřením. RTG projekce AP a bočná pooperačního vyšetření jsou zobrazeny na obrázcích 36 a 37.



Obr. 34: AP pooperační snímek

Obr. 35: Bočný pooperační snímek

Pooperační rehabilitace byla prováděna standardizovaným způsobem ve spolupráci s fyzioterapeuty pracoviště autora. Hospitalizace byla v rozsahu 2-4 dny, během kterých pacienti kompletně zvládli rehabilitaci a instruktáž k domácímu cvičení. Redonova drenáž byla odstraněna po 48 hodinách. Stehy odstraněny po zhojení všech ran, při ambulantní kontrole 10-12 pooperační den. Další péče již probíhala ambulantně včetně rehabilitací. Plný došlap povolen po 6 týdnech od operace postupným zatěžováním, běžná zátěž s omezením vybraných sportovních aktivit po 3 měsících, bez omezení pak po 6 měsících. Kontroly probíhaly dle předepsaného schématu 3 a 6 měsíců a 1, 3, 5 a 8 let.

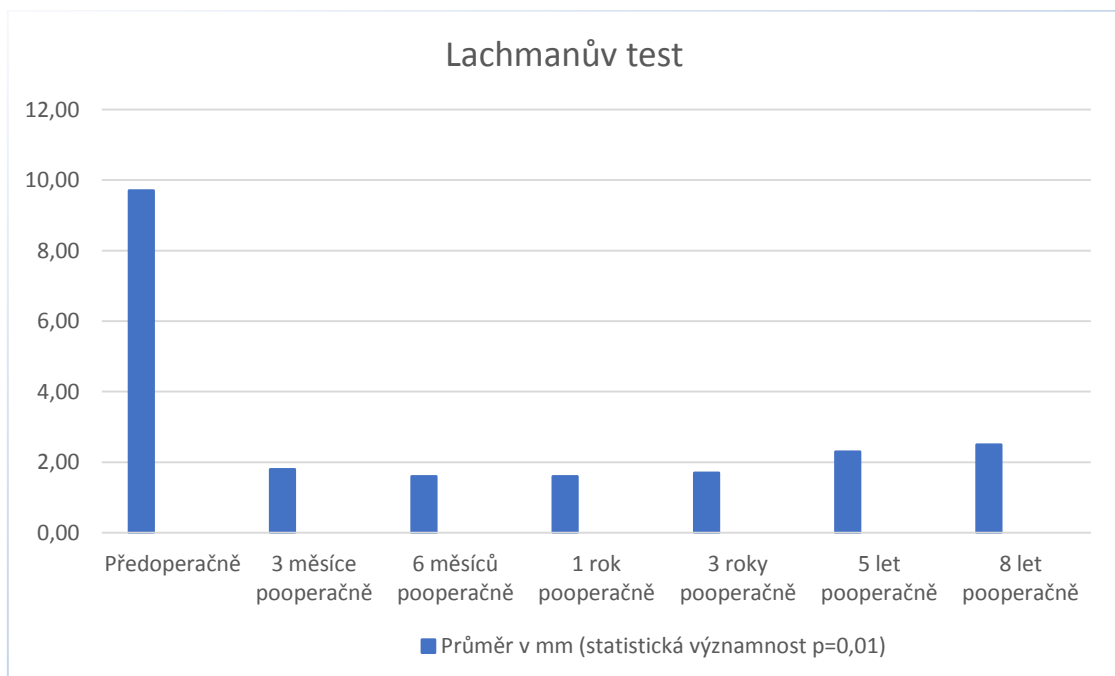
4.2 Výsledky klinické studie

Při hodnocení rozsahu hybnosti kloubu ROM byl zjištěn normální nález v 55 případech (94.8 %), tzn., bylo dosaženo plné extenze 0 st., případně byla přítomna hyperextenze, flexe byla plná do maximální polohy. Omezení hybnosti při nedotažení plné extenze do 5 stupňů bylo hodnoceno jako patologický nález, v našem souboru šlo o 3 pacienty (5.2 %). V těchto případech se jednalo o nedokonale prováděnou rehabilitaci.

K hodnocení stability kolenního kloubu byl použit instrumentální Lachmanův test za pomoci Rolimetru (Arthrex). Hodnotili jsme v intervalech jednak předoperačně

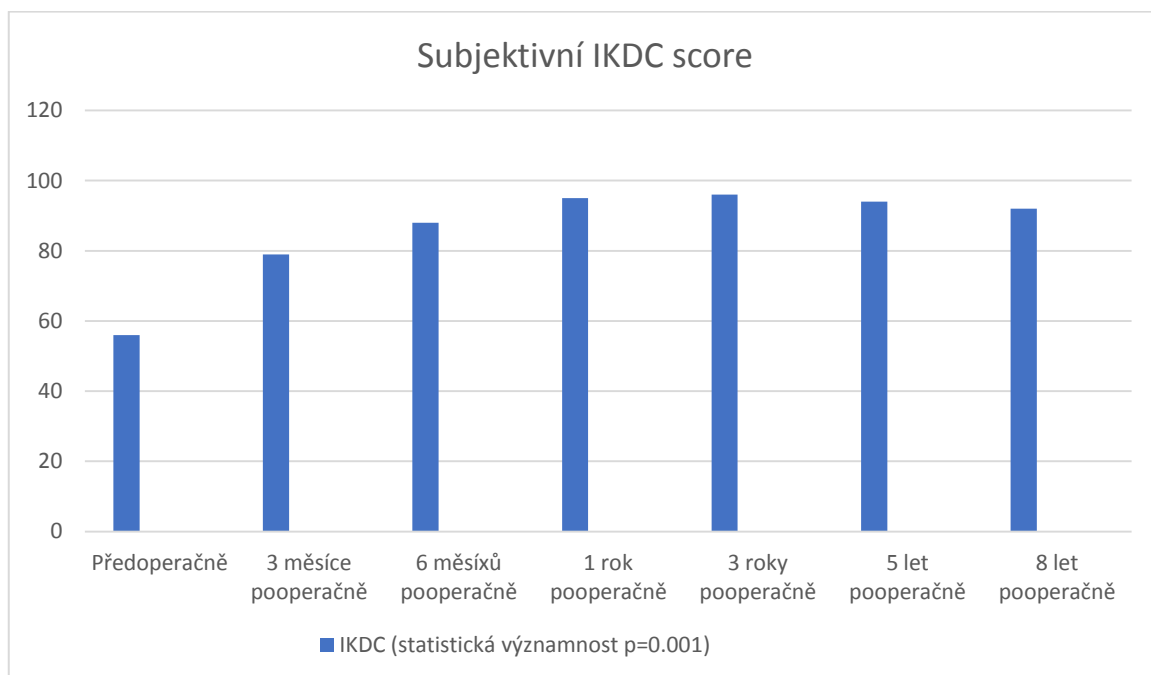
a poté pooperačně ve 3 a 6 měsících, v 1,3,5 a 8 letech. Průměrný předoperační Lachmanův test vykazoval hodnotu laxity 9.7 mm (v rozsahu 6-12 mm). Hodnocení ve 3 měsících vykazovalo průměrnou laxitu 1.8 mm (1.4-2.1 mm). 3 pacienti (5.2 %) měli lehce abnormální laxitu kolene (2-5 mm). V 6 měsících po operaci se stabilita zlepšila na 1.6 mm (1.2-2.2 mm), lehce abnormální laxitu vykazovali pouze dva pacienti (3.4 %). Hodnocení v 1 roce přineslo tyto výsledky – stabilita 1.6 mm (1.1-2.3 mm), lehce nadměrná instabilita u 5 pacientů (8.6 %), ve 3 letech stabilita 1.7mm (1.2-2.4 mm), lehce nadměrná instabilita u 8 pacientů (13.8 %), v 5 letech stabilita 2.3 mm (1.2-3.6 mm), lehce nadměrná instabilita u 11 pacientů (19 %) a konečně v 8 letech stabilita 2.5 mm (1.2-3.9 mm), lehce nadměrná instabilita u 12 pacientů (20.7 %). Nikdo z operovaných nevykazoval patologickou instabilitu, která by byla indikací k reoperaci.

Výsledky byly hodnoceny statisticky pomocí ANOVA statistické metody. Potvrdilo se, že po operaci nedošlo ke vzniku zvýšené laxity ani instability ($p=0.01$) (Hanus M et al., 2019a). Průměrný vývoj stability kolenního kloubu na základě získaných údajů z vyšetření instrumentálního Lachmanova testu je patrný z grafu 3.



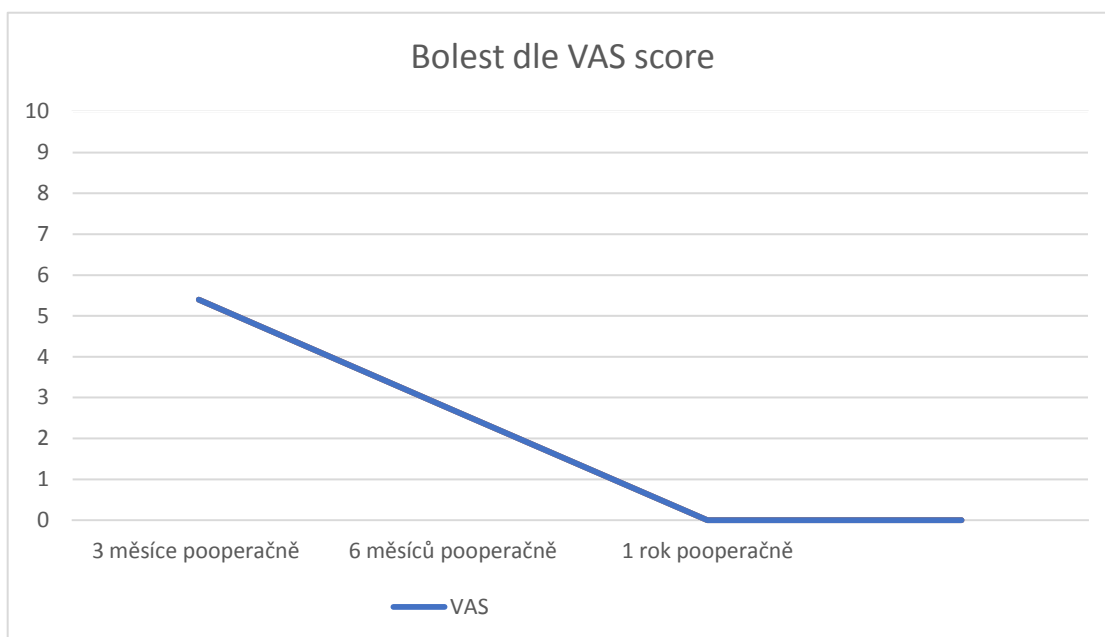
Graf 3: Vývoje průměrné hodnoty stability kolenního kloubu

Dalším výstupem bylo hodnocení subjektivního IKDC score. Předoperační průměr byl 56, s odchylkou 42-66. Nejvyšší průměrný nárůst byl zaznamenán v době 3 měsíců po operaci s průměrem 79 /69-85/, 6 měsíců 88 /74-92/, v 1 roce 95 /88-100/, ve 3 letech 96 /89-100/, v 5 letech 94 /87-100/ a finálně v 8 letech 92 bodů /84-98/. Po operaci došlo k signifikantnímu zlepšení ($p=0.001$) (Hanus M et al., 2019a). Vývoj zobrazuje graf 4.



Graf 4: Vývoj IKDC

Hodnocení subjektivního vnímání bolesti odběrového místa a současně celkového pohledu na operaci pomocí skóre VAS konstatovalo rychlý ústup obtíží do 6 měsíců od operace. Průměrný pokles v době pooperační probíhal ve 3 měsících z hodnoty 5.4 na hodnotu 2.7 v 6 měsících na konečnou hodnotu 0 po 1 roce od operace (Hanus M et al., 2019a). Vývoj bolesti ukazuje graf č. 5.



Graf 5: Vývoj bolesti dle VAS score

Součástí klinického hodnocení bylo pochopitelně i sledování případných komplikací. Sledovány byly jak časné, tak i pozdní pooperační komplikace. V celém sledovaném souboru jsme zaznamenali relativně nízké procento komplikací. Jednotlivé komplikace jsme zaznamenali u 4 pacientů (6.9 %). Jednalo se spíše o málo závažné typy komplikací. Konkrétně šlo o prolongované hojení rány, nevysvětlitelné obtíže charakteru nezátěžových bolestí, při normálním klinickém nálezů, a lehké periferní otoky. Žádná závažnější komplikace nebyla zaznamenána. Selhání plastiky jsme nezaznamenali, ani nutnost reoperace z jiného důvodu. Součástí pooperačního sledování bylo provádění pravidelných pooperačních rentgenových kontrol. Vždy jsme provedli RTG snímky ve dvou základních projekcích, předozadní a boční. Z těchto RTG kontrol jsme mohli zhodnotit výsledky implantace štěpu, jednak na základě pozice implantátů a jednak na základě průběhu kanálů v holenní a stehenní kosti. Postavení štěpu bylo hodnoceno jako správné ve všech případech s malými odchylkami od ideálního stavu. Rentgenové kontroly s odstupem od operace nám umožnily zhodnotit pozici implantátů v dlouhodobém horizontu. Tyto kontroly byly důležité k odhalení případného uvolňování či dokonce migrace implantátů. Jak je patrné na příkladu z obrázků 38 a 39,

v průběhu těchto kontrol jsme v žádném případě nezachytili známky uvolňování fixačních šroubů.



Obr. 36: RTG kontrola AP



Obr. 37: RTG kontrola bočná

V průběhu počáteční ověřovací klinické studie byly odhaleny a napraveny minoritní nedostatky instrumentária. Celkově lze konstatovat, že zkoušky proběhly bez významnějších komplikací, potvrdily spolehlivost implantátu a účelnost a jednoduchost nástrojů, což se projevilo především v krátkém operačním čase. Sehraný lékařský tým zvládne výkon provést během cca 30 minut – od první incize až po sešití rány. (Handl et al. 2018, Hanus et al., 2019a)

4.3 Diskuze k výsledkům klinické studie

Rekonstrukce předního zkříženého vazů je nejen jedním z nejčastěji prováděných artoskopických výkonů, ale jedním z nejčastějších ortopedických výkonů vůbec. Jedná se o propracovaný a dlouhodobě vynikajícími klinickými výsledky podložený výkon (Brown CH Jr et al., 2013, Butler D et al., 1989, Fu FH, Cohen BS, 2008, Hamner D et al., 1999, Zeman P et al., 2012). I přes výborné výsledky je řadou autorů a prací uváděna přítomnost degenerativních změn na RTG snímcích u pacientů operovaných těmito technikami ve střednědobém horizontu. Údaje hovoří až o 90 % takto

operovaných pacientů (Van Eck CF, Fu FH, 2011, Zeman P et al., 2013). Dříve extraartikulární náhrady byly vytlačeny intraartikulárními, dnes prakticky výhradně artroskopicky prováděnými. Intraartikulární rekonstrukce předního zkříženého vazů reprezentuje jeden z komplexních výkonů, zahrnujícího celou řadu faktorů, majících významný vliv na výsledek celé operace. Jde o jednak o faktory, které již byly mnohokrát prostudovány, jednak o faktory, které budou vyžadovat další studium a sledování. Jde především o precizní operační techniku, v současnosti téměř výhradně artroskopickou, volba typu štěpu, s čímž souvisí volba typu fixace a nelze opominout správná tonizace štěpu. Z výše uvedeného vyplývá jednoznačně kladený důraz na co nejmenší invazivitu výkonu, stejně jako na jeho preciznost a přesnost provedení. K tomu slouží nejen kompletní artroskopické sady a vybavení, ale především instrumentační sady obvykle určené přímo pro použití jednotlivých typů implantátů. Existuje celá řada různých instrumentárií více či méně uživatelsky příjemných. Vždy závisí na zkušenostech operátora, zejména při dlouhodobém používání jednoho či několika málo systémů. Součástí této práce bylo i ověření navrženého operačního postupu a funkčnost operačního instrumentaria, které se ukázalo být spolehlivé a přesné, při opakovaném provedení se doba operačního výkonu u seřazeného týmu pohybovala do 30 minut (Hanus et al., 2019a). Volba vhodného typu štěpu pro rekonstrukci předního zkříženého vazů je zásadní pro provedení operačního výkonu a tím i pro celou léčbu. Cílem je co nejlépe nahradit původní přední zkřížený vaz. Měla by vycházet nejen z osobních zkušeností a preferencí operátora, ale i na celkovém přístupu k léčbě, charakteru pacienta a jeho požadavcích na další fungování a zatěžování kolenního kloubu. V neposlední řadě nelze opominout dostupnost biologických tkání a jejich vztah k případným patologicko-anatomickým varietám. S tím vším se musí operátor vypořádat v rámci předoperačního plánování.

Materiálové vlastnosti štěpu hrají významnou roli, především z hlediska biomechanického. Nejzásadnější vlastností vybraného materiálu k náhradě předního zkříženého vazů je jeho schopnost nahradit co nejlépe původní LCA, zároveň poskytnout co nejpevnější a nejbezpečnější fixaci štěpu a taktéž se co nejvíce připodobnit biomechanickým vlastnostem původního předního zkříženého vazů. To vše by mělo být podloženo co nejmenší možnou morbiditou odběrového místa (Kim et al., 2003, Maeda et al., 1996, Millet P et al., 2003, Xie X et al., 2015). Jedním ze sledovaných parametrů naší práce bylo i sledování morbidity odběrového místa,

kteře ukázalo velmi dobré výsledky v jak v těsném pooperačním období, tak i v dalším průběhu léčby. Sledování zároveň ukázalo přetrvávající nízkou morbiditu odběrového místa i z dlouhodobého hlediska (Hanus et al., 2009a).

Nejvíce užívaným materiálem pro rekonstrukci předního zkříženého vazů v současnosti je vlastní tkáň pacienta, tzv. autograft (Fu FH, Cohen BS, 2008). Nejčastěji užívaným typem autograftu pak jsou štěp z ligamentum patellae (BTB), štěpy ze šlach hamstringů (ST/G), nejčastěji ve formě vícečetných pruhů (dvoj až čtyřčetných), anebo štěp z musculus quadriceps femoris, s kostním bločkem z pately či bez něj. Další možností volby štěpu v současnosti jsou allografty. Allografty neboli štěpy z neživých dárců jsou alternativní možností, jejich spolehlivost a vlastnosti však nedosahují kvality autograftů. Protože jsou biomechanické vlastnosti materiálů štěpů kritickým faktorem pro celkový úspěch těchto operací, je potřeba brát významný zřetel na jejich volbu. Z tohoto hlediska je potřeba vzít v úvahu řadu pohledů, které se nabízí při hodnocení mechanických vlastností materiálů k těmto operačním výkonům užívaným. Historicky bylo snahou nahradit, zejména z důvodu snížení morbidit odběrových míst pacienta, přední zkřížený vaz jiným materiálem než vlastním pacienta. Jelikož však postupně došlo k selhání xenograftů, stejně tak i arteficiálních náhrad, staly se tak autografty neboli vlastní tkáň pacienta nejčastěji užívaným materiálem při rekonstrukcích předního zkříženého vazů (Fu FH, Cohen BS, 2008, Miller SL, Gladstone JN, 2002). V této práci testovaný systém primárně počítá ve svém postupu s využitím autologní tkáně pacienta k rekonstrukci předního zkříženého vazů (Handl et al., 2018). Dalším důležitým kritériem při volbě autologního štěpu je výběr struktur a místa odkud bude odebrán. Kvůli svým vlastnostem byl štěp z ligamentum patellae (BTB) dlouhodobě považován za nejvýhodnější. Jeho biomechanické vlastnosti stran pevnosti na tah jsou dvojnásobné v porovnání s původním předním zkříženým vazem (Handl M et al., 2007, Kautzner et al. 2017). Právě pro jeho dobré biomechanické vlastnosti a možnost vhojení do kostních tunelů na rozhraní kost-kost bývá označován jako „zlatý standard“ (Mašát P et al., 2005, Woo SL et al., 2006). Vzhledem ke zlepšujícím se technickým možnostem fixace šlach hamstringů při rekonstrukcích předního zkříženého vazů a zároveň vynikajícím biomechanickým vlastnostem, zejména troj a čtyřpramenných verzí těchto štěpů, je v současnosti dle řady autorů poměr využití těchto štěpů vůči štěpu z ligamentum patellae (BTB), zhruba 50:50 (Aglietti P et al., 2004, Prodromos CH et al., 2008, Xie X et al., 2015). Výborné biomechanické vlastnosti hamstringových

štěpů potvrzují i výsledky tohoto klinického sledování, které bylo součástí této práce. Výsledky potvrzují tyto vlastnosti nejen v krátkodobém či střednědobém horizontu, ale ve značné míře i v horizontu dlouhodobém (Hanus et al., 2019a).

Kvalita vhojení štěpu do kostních tunelů je jedním z klíčových faktorů podílejících se na úspěšnosti rekonstrukce předního zkříženého vazů. Ruku v ruce s odpovídající správně zvolenou technikou fixace je určující pro výsledek operace. Již v rámci předoperačního plánování je potřeba zvolit strategii a vybrat operační techniku nejlépe odpovídající daným poměrům. Při rozhodování hovoří ve prospěch použití štěpu z ligamentum patellae (BTB) možnost odběru štěpu ve formě vazivového pruhu zakončeného na obou koncích kostním bločkem. Tyto bločky na koncích umožňují hojení na rozhraní kost-kost což nejlépe odpovídá biologickým podmínkám prostředí, do kterého je štěp implantován. Z hlediska definitivního zhojení štěpu je pak zřejmé, že pevnost srůstu je daleko nejspolehlivější oproti hojení na rozhraní měkká tkáň-kost, jako je u šlachových štěpů. Taktéž v porovnání rychlosti vhojení je štěp z ligamentum patellae (BTB) výhodnější. Vhojení BTB štěpu se uskuteční vzhledem k výše uvedeným vlastnostem zhruba v období 6-8 týdnů, zatímco vhojení šlachového štěpu, při použití hamstringů může ve výsledku trvat až 12 týdnů. Naproti tomu ve prospěch šlachových štěpů (ST/G) hovoří jeho vynikající biomechanické vlastnosti, výrazně bližší původnímu štěpu, při několikanásobně vyšší pevnosti na tah. Kvalita fixace pak pomáhá minimalizovat riziko selhání v období do vhojení šlachového štěpu do kostního tunelu. Provedená studie jednoznačně prokázala spolehlivost testované fixace s výbornými výsledky (Hanus M et al, 2019a).

Obliba a obecně přijímaná výhoda BTB štěpu spočívá v možnosti odběru štěpu s kostními bločky na obou koncích, které umožňují srůst kost ke kosti (bone-to-bone union). Tento srůst je nejvíce odpovídající biologickým podmínkám, a tím nejspolehlivější z hlediska pevnosti srůstu oproti hojení měkkých tkání ke kosti jako v případě hamstringů. Jak již bylo výše uvedeno, kostní srůst se uskuteční v období 6-8 týdnů, zatímco hojení vazivovou jizvou na hranici měkká tkáň – kost trvá až 12 týdnů. Na druhé straně nižší morbidita dárcovského místa a ochrana extenzorového aparátu v případě použití hamstringů se staly srovnatelnou alternativou ke "zlatému standardu" BTB, což taktéž potvrzují výsledky námi provedené klinické studie, která byla součástí této práce. Jednoznačně ukázaly nízkou bolestivost jak celkově pooperační, tak dárcovského místa v krátkodobém i dlouhodobém

horizontu, jak již bylo částečně uvedeno výše (Hanus M et al, 2019a). Nízká morbidita a bolestivost odběrového místa jsou v současnosti jedním ze základních požadavků na charakterové vlastnosti odebírané autologní tkáně. Na základě technologického pokroku, který vedl ke zlepšení fixačních možností šlachových štěpů, v kombinaci s nižší mortalitou odběrového místa, tak došlo k výraznému nárůstu použití šlach hamstringů. Vzhledem k požadavkům na charakter biomechanických vlastností hamstringových štěpů, byly původně dvojpramenné varianty těchto štěpů nahrazeny čtyřpramennými variantami štěpů ze šlach musculus semitendinosus (ST) a musculus gracilis (G). Technika zlepšující vlastnosti hamstringových štěpů se, i díky lepším technickým parametrům moderních fixačních materiálů, ustálila na přeložení šlach na polovinu. Tím došlo k výraznému zlepšení biomechanických vlastností štěpu, ve smyslu snížení napětí na jednotku, za současně dosažené vyšší celkové pevnosti štěpu, vykoupené však jeho výrazným zkrácením (Hamner D et al, 1999, Odensten M, Gillquist J, 1985). Podle řady dalších studií byly prokázány dobré biomechanické vlastnosti šlach hamstringů v rozličných variantách délky či napětí (Aglietti P, 2004, Hamner D, 1999, Handl M, 2007). Taktéž je řadou prací podložený obecný princip nutnosti použití vícečetných pruhů šlach hamstringů pro rekonstrukční výkony předního zkříženého vazy. Různí autoři popisují nutnost používat hamstringové štěpy ve dvou, tří, či čtyřpramenných variantách (Joyce C et al, 2016, Kim D et al, 2003, Maeda A et al, 1996, Miller S, Gladstone J, 2002). Zároveň jak publikuje například Hamner je síla zatížení čtyřpramenného štěpu šlach hamstringů významně vyšší než u štěpu z ligamentum patellae o šíři 10 mm (Hamner D et al, 1999). Řada autorů popisuje ve svých pracích biomechanické vlastnosti používaných štěpů pro náhradu předního zkříženého vazy. Uvádí, že čtyřpramenný štěp ze šlach musculus semitendinosus a musculus gracilis má o 250 % větší pevnost v tahu než původní přední zkřížený vaz (Hamner D et al, 1999, Handl M et al., 2007, Miller SL, Gladstone JN, 2002). V souladu s výše uvedenými autory, vzhledem k dosaženým výsledkům provedené studie při použití čtyřpramenného štěpu ze šlach hamstringů, fixovaného testovaným implantátem, na základě dosažené stability kolenního kloubu jak v krátkodobém, tak v dlouhodobém horizontu, lze použití čtyřpramenného štěpu z hamstringů jednoznačně doporučit (Hanus M et al, 2019a).

Přes všechny pozitivní studie a práce řady autorů i u štěpů tvořených šlachami hamstringů v různé formě, je třeba počítat s možností selhání. Může dojít jak ke snížení

pevnosti štěpu, tak k zeslabení jeho schopnosti odolat zatížení působením řady faktorů a vlivů zevních i vnitřních (Aglietti et al., 2004, Handl M et al., 2007). Dalším limitujícím faktorem je podle některých autorů vhojování měkkotkáňového šlachového štěpu do kosti (Butler D et al., 1989, Conte E et al., 2014).

V praxi se šlachový štěp ze svalů musculus semitendinosus a musculus gracilis odebírá ze stejnostranné končetiny. Byla popisována i možnost odběru tohoto štěpu z oblasti druhostranného kolenního kloubu u primárních rekonstrukčních výkonů. Mnohem častější je tento způsob odběru štěpu ovšem u revizních operačních výkonů při selháních štěpů. Toto druhostranné odebrání štěpů bývá pacienty subjektivně ne dobře vnímáno, vzhledem k tomu, že dojde k zásahu do oblasti do té doby zdravého kolenního kloubu (McRae S et al., 2013, Shelbourne KD et al., 2015).

V rámci naší práce jsme se dále zaměřili na hodnocení stability kolenního kloubu a nezaznamenali jsme významnější rozdíly mezi muži a ženami. Gobbi například ve své práci uvádí větší laxitu kolenního kloubu u žen při použití hamstringů k rekonstrukci předního zkříženého vazy oproti štěpu z ligamentum patellae v krátkodobém horizontu (Gobbi A et al., 2004). Dle některých autorů je toto vysvětlováno vyšší svalovou silou u mužů při pooperační rehabilitaci. Ženy nahrazují aktivaci hamstringů pomocí cvičení a posilování musculus quadriceps femoris, což mimo jiné může znamenat mnohem větší zatížení při rotačních pohybech (Ford K et al, 2011, Kruse L et al, 2012).

Naše výsledky hodnotí rozsah pohybu v krátkodobém i dlouhodobém horizontu, nikoli však svalovou sílu, která taktéž hraje roli nejen z hlediska krátkodobého, ale i dlouhodobého hodnocení. Dlouhodobé výsledky naší práce se v tomto směru neliší od Gobbiho hodnocení stabilit z dlouhodobého hlediska (Gobbi A et al., 2004, Hanus M et al, 2019a).

Některé práce se zaměřují na hodnocení obecně zavedené praxe splétání a prošívání šlachových štěpů. Tato zvyklost je obvykle vysvětlována zlepšením jejich počáteční pevnosti (Joyce C et al., 2016, Maeda et al., 1996). Charakter prošití a proplétání šlachového štěpu bývá připodobňován ke spletenému lanu (Fitzpatrick M, 2000). Tento způsob úpravy šlachových štěpů vychází z prací potvrzujících iniciální snížení pevnosti štěpu při rekonstrukci předního zkříženého vazy. Na toto snížení upozorňuje ve své práci například Kim, a byla taktéž prokázána ve studiích na zvířatech (Butler D et al., 1989, Clancy W Jr. et al., 1981, Kim D et al., 2003).

Současná praxe stále nepřináší spolehlivý konsensus z hlediska výběru operační techniky pro rekonstrukce předního zkříženého vazů. Z hlediska klinické praxe je potřeba zohlednit celou řadu faktorů, které mají vliv na výsledek operace a ve svém důsledku na spokojenost pacienta. Vždy je třeba individuální přístup dle jednotlivého pacienta, volba typu štěpu, tomu odpovídající operační technika, volba implantátů určených k fixaci zvoleného typu štěpu a v neposlední řadě i správně a individuálně zvolený postoperační rehabilitační program. Nelze opominout ani předpoklad plánovaného zatížení kolenního kloubu pacientem v budoucnosti. Kombinace všech těchto faktorů je velmi složitá a jejich široká variabilita vede k velmi problematickému určení jejich podílu na výsledku operace (Hanus M et al., 2019a). Výsledky naší práce nás opravňují se domnívat, že zvolená technika významnou měrou přispívá k naplnění řady těchto faktorů a ve svém výsledku k obnovení stability kolenního kloubu a tím k subjektivní spokojenosti pacienta.

5 ZÁVĚRY DISERTAČNÍ PRÁCE

Výsledky naší práce přinesly celou řadu poznatků, které mají významnou hodnotu pro klinickou praxi. Obohatily a rozšířily naše znalosti na poli rekonstrukčních výkonů poranění předního zkříženého vazů. Dokázali jsme tak splnit základní cíle práce, které jsme si stanovili v úvodu této práce. Experimentální část práce nám přinesla dostatečné informace o biomechanice testovaného implantátu, které jsme pak dokázali porovnat s jinými typy implantátů používaných ve stejných indikacích. Klinická část práce nám pak přinesla dostatečné informace o chování implantátu v reálných podmínkách a o funkčnosti a spolehlivosti instrumentaria vytvořeného a sestaveného k použití právě tohoto typu fixace šlach hamstringů. Nezaznamenali jsme při jejich použití v klinickém hodnocení žádné komplikace z hlediska použité technologie, potvrdila se jednoduchost a účelnost všech nástrojů stejně jako spolehlivost implantátu. Učební křivka se ukázala jako velmi strmá, což se potvrdilo poměrně rychlým zkrácením operačních časů. Získané výsledky nám pak umožnily formulovat odpovědi na základní hypotézy práce.

Hypotéza č. 1: Navržený implantát je spolehlivý, plně funkční a srovnatelný s ostatními typy fixačních materiálů

Testovaný implantát je na základě výsledků experimentální části práce plně funkční a spolehlivý. Výsledky nám umožnily posunout testovaný implantát směrem ke klinické praxi. Výsledky zároveň potvrdily srovnatelné parametry testovaného implantátu z hlediska konečné fixační síly s jinými typy používaných femorálních fixačních systémů.

Hypotéza č. 2: Navržené instrumentarium a operační postup jsou vhodné pro použití v klinické praxi.

Navržené instrumentarium vytvořené a sestavené pro implantaci navrženého implantátu je plně funkční, jednoduché s logicky navazujícími kroky. Jeho použití v klinické praxi na základě našich zkušeností a výsledků se ukázalo jako správné a nekomplikované. Dosažení zkrácení operačního času pod 30 minut u sebraného týmu taktéž potvrzuje dobré vlastnosti použitých nástrojů a jednoduchost operačního postupu. Lze jej tedy doporučit pro další použití v klinické praxi, které by mělo obohatit a rozšířit současné možnosti v operační terapii poranění předního zkříženého vazů.

Hypotéza č. 3: Po takto provedené operaci dochází klinicky k obnovení stability kolenního kloubu a zlepšení jeho funkce v krátkodobém i dlouhodobém horizontu.

Klinické výsledky naší práce ukázaly spolehlivost hamstringů jako volby štěpu pro rekonstrukční operace poranění předního zkříženého vazů. Obnovení stability kolenního kloubu, při snížené bolestivosti jak pooperační kolenního kloubu, tak odběrového místa v krátkodobém i dlouhodobém horizontu vedou jednoznačně ke zlepšení funkce kolenního kloubu a ve svém důsledku tak ke spokojenosti pacientů a k jejich návratu do plného zatížení.

Výsledky klinického hodnocení použití šlach hamstringů k rekonstrukci předního zkříženého vazů, za použití námi zvolené techniky se ukázalo jako spolehlivé, s dobrými výsledky srovnatelnými s výsledky jiných autorů používajících tento typ štěpu k rekonstrukcím předního zkříženého vazů. Ze získaných zkušeností se lze domnívat, že i přes prokázaný dobrý efekt tohoto typu výkonu, námi vypracovanou technikou, bude výběr štěpu a vlastní operační technika vždy podmíněna individuálními požadavky pacienta. Zároveň je třeba počítat s tím, že není v silách operátora ovlivnit biologickou remodelaci a integraci tkání.

6 SOUHRN

Cíl: Cílem experimentální části práce bylo otestovat chování prototypu implantátu v reálném kostním prostředí a zajistit jeho biomechanické vlastnosti objektivním měřením, zároveň na základě získaných údajů porovnat získané výsledky s výsledky obdobných měření jiných fixačních materiálů běžně používaných při rekonstrukčních výkonech předního zkříženého vazy. V klinické části jsme si dali za cíl ověřit ve studii, že použitý implantát a navržený operační postup vedou k obnovení stability kolenního kloubu.

Metoda: Dizertační práce byla rozdělena do dvou částí. V experimentální části jsme prováděli měření prototypu implantátu určeného k fixaci šlach hamstringů, při rekonstrukci předního zkříženého vazy. Měření jsme prováděli za použití prasečích stehenních kostí pomocí měřicí soustavy. Získané výsledky nám umožnily porovnat hodnoty testovaného implantátu s hodnotami jiných typů implantátů používaných ke stejnému účelu. Klinické hodnocení bylo prováděno jednak před operací a jednak po operaci v intervalu 3 a 6 měsíců, 1, 3, 5 až 8 let od operace, přičemž minimální doba hodnocení byla 1 rok od operace. Všichni pacienti byli sledováni podle stejných kritérií – klinický rozsah hybnosti (Range Of Motion – ROM), stabilita kolene – pivot shift test, instrumentální Lachmanův test pomocí Rolimetru, subjektivní IKDC skóre a hodnocení bolesti odběrového místa dle VAS škály. Výsledky byly srovnávány s druhostranným neporaněným kolenem.

Výsledky: V experimentální části práce jsme měřeními a trhačími zkouškami získali potřebné hodnoty. Následným výpočtem jsme poté získali potřebná data k potvrzení hypotéz. Průměrná vypočtená hodnota síly a její směrodatná odchylka při selhání implantátu dle výpočtu byla $F = 987.77$ N, resp. $SD 188.14$ N. Stejným způsobem jsme zaznamenali i hodnoty posunu implantátu při selhání. Průměrná hodnota posunu implantátu a její směrodatná odchylka při selhání byla 9.76 mm, resp. $SD 1.17$ mm. V klinické části práce při hodnocení rozsahu hybnosti kloubu ROM byl zjištěn normální nález v 55 případech (94.8 %), patologický nález, v našem souboru šlo o 3 pacienty (5.2 %). Průměrný předoperační Lachmanův test vykazoval hodnotu laxity 9.7 mm (v rozsahu 6-12 mm). Hodnocení ve 3 měsících vykazovalo průměrnou laxitu 1.8 mm (1.4-2.1 mm), v 6 měsících po operaci se průměrná stabilita zlepšila na 1.6 mm, v 1 roce 1.6 mm, ve 3 letech 1.7 mm, v 5 letech 2.3 mm a konečně v 8 letech 2.5 mm.

Nikdo z operovaných nevykazoval patologickou instabilitu, která by byla indikací k reoperaci.

Výsledky byly hodnoceny statisticky pomocí ANOVA statistické metody. Potvrdilo se, že po operaci nedošlo ke vzniku zvýšené laxity ani instability ($p=0.01$). Předoperační průměr subjektivního IKDC score byl 56/100, nejvyšší průměrný nárůst byl zaznamenán v době 3 měsíců po operaci s průměrem 79. 6 měsíců po operaci průměr 88/100, v 1 roce 95/100, ve 3 letech 96 /100, v 5 letech 94/100 a finálně v 8 letech 92 bodů ze 100. Po operaci došlo k signifikantnímu zlepšení ($p=0.001$). Hodnocení subjektivního vnímání bolesti odběrového místa a současně celkového pohledu na operaci pomocí skóre VAS konstatovalo rychlý ústup obtíží do 6 měsíců od operace. Průměrný pokles v době pooperační probíhal ve 3 měsících z hodnoty 5.4 na hodnotu 2.7 v 6 měsících na konečnou hodnotu 0 po 1 roce od operace.

Závěr: Experimentální část práce přinesla výsledky prokazující dobré vlastnosti testovaného prototypu implantátu v reálném kostním prostředí. Získané hodnoty se ukázaly být srovnatelné s jinými typy implantátů běžně používanými při rekonstrukcích předního zkříženého vazů. V klinické části práce se potvrdila spolehlivost a funkčnost implantátu i navrženého a sestaveného instrumentária a operačního postupu. U všech sledovaných pacientů došlo k signifikantnímu obnovení stability kolenního kloubu v krátkodobém i dlouhodobém horizontu.

7 SUMMARY

Objective: The objective of the experimental part was to test the behavior of the implant prototype in a real bone environment and to ensure its biomechanical properties by objective measurement, on the basis of the obtained data, compare the obtained results with the results of similar measurements of other fixation materials commonly used in reconstructive processes of the anterior cruciate ligament. In the clinical section, we aimed to verify in the study that the implant used and the proposed surgical procedure lead to the restoration of knee joint stability.

Method: The dissertation was divided into two parts. In the experimental part we performed the implant prototype measurement for the fixation of hamstrings tendons during the reconstruction of the anterior cruciate ligament. Measurements were made using pig thighs using a measuring system. The obtained results allowed us to compare the values of the test implant with the values of other types of implants used for the same purpose. Clinical trials were performed both before and after the surgery at 3 and 6 months, 1, 3, 5 to 8 years after surgery, with a minimum assessment time of 1 year after surgery. All patients were monitored according to the same criteria – Range of Motion (ROM), knee stability – pivot shift test, instrumental Lachman test using Rolimetru, subjective IKDC score, and VAS scale response score. The results were compared with a non-injured second-sided knee.

Results: In the experimental part of the work we obtained the necessary values by measuring and blasting tests. We subsequently obtained the necessary data to confirm the hypothesis. The mean calculated value of the force and its standard deviation in implant failure according to the calculation was $F = 987.77$ N, resp. SD 188.14 N. In the same way, we recorded the implant displacement values at failure. The mean implant displacement value and its standard deviation in failure were 9.76 mm, resp. SD 1.17 mm. A normal finding in 55 cases (94.8 %), a pathological finding, was found in the clinical part of the study when evaluating the extent of articularity of the articular ROM, in our group there were 3 patients (5.2 %). The mean preoperative Lachman test showed a laxity of 9.7 mm (6-12 mm). Evaluation at 3 months showed an average laxity of 1.8 mm (1.4-2.1 mm); at 6 months post surgery, mean stability improved to 1.6 mm, at 1 year 1.6 mm, at 3 years 1.7 mm, at

5 years 2.3 mm and finally at 8 years 2.5 mm. None of the patients showed a pathological instability that would indicate reoperation.

The results were statistically evaluated using the ANOVA statistical method. It was confirmed that no increased laxity or instability occurred after surgery ($p = 0.01$). The preoperative mean IKDC score was 56/100, the highest average increase was recorded at 3 months postoperatively with the average of 79. 6 months after surgery the average of 88/100, 1 year 95/100, 3 years 96/100, 5 years 94/100 and finally at 8 years 92/100. After surgery, there was a significant improvement ($p = 0.001$). Assessing the subjective perception of the pain of the sampling site and at the same time the overall view of the VAS score indicated a rapid retreat within 6 months of surgery. The mean decrease in postoperative time was 3 months from 5.4 to 2.7 at 6 months to 0 after 1 year after surgery.

Conclusion: The experimental part of the work has produced results demonstrating good properties of the tested implant prototype in a real bone environment. The values obtained proved to be comparable to other types of implants commonly used in frontal reconstruction reconstructions. The clinical part of the thesis confirmed the reliability and functionality of the implant as well as the proposed and assembled instrumentation and surgical procedure. All the patients studied had a significant recovery in knee joint stability in the short and long term.

8 LITERATURA

- [1] 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.
- [2] Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, DeDiase P. Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1994, 22: 211-218
- [3] Aglietti P, Giron F, Buzzi R, Biddau F, Sasso F. Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. A prospective, randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2004, 86:2143-55.
- [4] 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.
- [5] Arnoczky SP. Biology of ACL reconstructions: what happens to the graft? *Instr Course Lect.* 1996, 45: 229-233
- [6] Barret GR, Noojin FK, Hartzog CW, Nash CR. Reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft. *Arthroscopy.* 2002, 18(1):46-54.
- [7] Bartoníček J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu.* Praha. Maxdorf. 2004, 256 s.
- [8] Becker R, Voight D, Stärke Ch, Heymann M, Wilson GA, Nebelung W. Biomechanical properties of quadruple tendon and patellar tendon femoral fixation techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001, 9:337-342.
- [9] Beneš, J., Kymplová, J., Vitek, F. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory.* Praha. Grada Publishing. 2015, 224 s.

- [10] Bennyon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Kannus P, Kaplan M, Samani J, Renström P. Anterior cruciate ligament replacement: comparison of bone-patellar tendon-bone grafts with two-strand hamstring grafts. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am.* 2002, 84:1503-1513.
- [11] Blevins FT, Hecker AT, Bigler GT, Boland AL, Hayes WC. The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med.* 1994, 22: 328-333
- [12] Brown CH Jr, Steiner ME, Carson EW. The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Sports Med.* 1993, 12: 723-756
- [13] Brown CH Jr, Wilson DR, Hecker AT, Ferragamo M. Graft-bone and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy.* 2004, 20(9):922-935.
- [14] Brown CH Jr, Spalding T, Robb C. Medial portal technique for single-bundle anatomical anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Int Orthop.* 2013, 37(2):253-69.
- [15] Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF, Bracker K. Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia. *J Biomech.* 1984, 17: 579-596
- [16] Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Olmstead ML, Hohn RB, Arnoczky SP, Siegel MG. Mechanical properties of primate vascularized vs. nonvascularized patellar tendon grafts: changes over time. *J Orthop. Res.* 1989, 7:68-79.
- [17] Clancy W Jr, Narechania R, Rosenberg T, Gmeiner JG, Wisnefske DD, Lange TA. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys: A histological, microangiographic, and biomechanical analysis. *J. Bone Joint Surg.* 1981, 63A: 1270-1284.
- [18] Conte E., Hyatt A., Gatt C., Dhawan A. Hamstring autograft size can be predicted and is a potential risk factor for anterior cruciate ligament reconstruction failure. *Arthroscopy.* 2014, 30(7):882-90.
- [19] Čech O, Sosna A, Bartoníček J. Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Praha. Avicenum. 1986, 195 s.

- [20] Čihák R. Anatomie 1. 3. uprav. a dopl. vydání. Praha. Grada Publishing. 2011, 552 s. sv. 1
- [21] Dungl P. Ortopedie. 1. vydání Praha. Grada Publishing. 2005, 1273 s.
- [22] 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.
- [23] Fitzpatrick M. New twist in knee repair. *JAMA.* 2000, 283:1278.
- [24] Ford K, Myer G, Schmitt L, Uhl T, Hewett T. Preferential quadriceps activation in female athletes with incremental increases in landing intensity. *J Appl. Biomech.* 2011, 27(3):215-22.
- [25] Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg.* 1997, 79A: 1556-1576
- [26] Fu FH, Harner CD, Johnson DL, Miller MD, Woo SL. Biomechanics of the knee ligaments. *J Bone Joint Surg.* 1993, 75A: 1716-1727
- [27] Fu FH, Bennet CH, Lattermann C, Ma B. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction: biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med.* 1999, 27: 821-829
- [28] 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: 124-130
- [29] Fu FH, Cohen BS. Current concepts in ACL reconstruction. New York: Slack Incorporated. 2008, pp. 432
- [30] 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.
- [31] Graham SM, Parker RD. Anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon grafts. *Clin Orthop Related Res.* 2002, 402: 64-75
- [32] Hamner D, Brown C, Steiner M. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J. Bone Joint Surg.* 1999, 81A: 549-557.

- [33] Handl M, Držík M, Cerulli G, Povýšil 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.
- [34] Handl M, Hanus M, Stančák A, Trč T. Nová metoda rekonstrukce předního zkříženého vazů kolenního kloubu pomocí hamstring – operační instrumentarium. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechosl.* 2018, 85(6):432-437
- [35] Hanus M, Handl M, Stančák A, Trč T. Nová metoda rekonstrukce předního zkříženého vazů kolenního kloubu pomocí hamstring – klinická část. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechosl.* 2019a, 86(1): 46-50
- [36] Hanus M, Handl M, Šťastný E., Trč T. Nový typ implantátu pro fixaci šlach hamstringů při rekonstrukci předního zkříženého vazů – výsledky biomechanického testování. *Ortopedie.* 2019b, 13(2): 64-68
- [37] Hart R, Krejzla J, Sváb P. Přesnost cílení kostních kanálů při plastice předního zkříženého vazů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechosl.* 2007, 74: 118
- [38] Hrazdírka I. *Biofyzika: učebnice pro lékařské fakulty.* Praha. Avicenum. 1990, 318 s.
- [39] Joyce C, Randall K, Mariscalco M, Magnussen R, Flanigan D, Bone-Patellar Tendon-Bone Versus Soft-Tissue Allograft for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Arthroscopy.* 2016, 32:394-402.
- [40] 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.
- [41] Kautzner J, Držík M, Handl M, Povýšil C, Kos P, Trč T, Havlas V. Structural damage to hamstrings graft due to interaction with fixation material and its effect on biomechanical properties of ACL reconstruction. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2017, 84(2):101-105.
- [42] Kim D, Wilson D, Hecker A, Jung T, Brown C, Twisting and braiding reduces the tensile strength and stiffness of human hamstring tendon grafts used for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2003, 31:861-867.

- [43] Kennedy JC. Tension studies of human knee ligaments. *J. Bone Joint Surg.* 1976, 58A: 350-5
- [44] 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.
- [45] 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.
- [46] Kruse L, Gray B, Wright RW. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *J Bone Joint Surg Am.* 2012, 94:1737-48.
- [47] Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J sports Med* 1987, 15:225-229.
- [48] 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.
- [49] 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.
- [50] Maeda A, Shino K, Horibe S, Nakata K, Buccafusca G. Anterior cruciate ligament reconstruction with multistranded autogenous semitendinosus tendon. *Am J Sports Med.* 1996, 24: 504-509.
- [51] Magen HE, Howell SM, Hull ML. Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am J Sports Med.* 1999, 27:35-43.
- [52] Marcacci M, Zaffagnini S, Iacono F, Vascellari A, Loreti I, Kon E, Lo Presti M. Intra- and extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction utilizing

- autogenous semitendinosus and gracilis tendons: 5-year clinical results. *Knee Surg Sports Traum Arth.* 2003, 11:2-8
- [53] Mašát P, Dylevský I, Havlas V. Výsledky operací náhrad předního zkříženého vazů kolenního kloubu. *Editorial.* 2005, 7: 145-153.
- [54] McRae S, Leiter J, McCormack R, Old J, MacDonald P. Ipsilateral versus contralateral hamstring grafts in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized trial. *Am J Sports Med.* 2013, 41(11):2492-9.
- [55] Miller SL, Gladstone JN. Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Clin N Am.* 2002, 33: 675-683.
- [56] Millet P, Miller B, Close M, Sterett W, Walsh W, Hawkins RJ. Effects of braiding on tensile properties of four-strand human hamstring tendon grafts. *Am J Sports Med.* 2003, 31:714-717.
- [57] 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.
- [58] Musahl V, Abramowitch SD, Gabriel MT, Debski RE, Hertel P, Fu FH, Woo SLY. Tensile properties of an anterior cruciate ligament graft after bone-patellar tendon-bone press-fit fixation. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc.* 2003, 11: 68-74
- [59] Musil D, Sadovský P, Filip L, Vodicka Z, Stehlík J. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: comparison of patellar bone-tendon-bone and hamstring tendon graft methods. Part 2. Short-term evaluation of the hamstring tendon graft technique with use of the Rigidfix system. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2005, 72(4):239-45.
- [60] Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament graft used in knee ligaments repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am.* 1984, 66:344-352.
- [61] Noyes FR, Barber-Westin SD. Revision anterior cruciate surgery with use of bone-patellar tendon-bone autogenous graft. *J Bone Joint Surg.* 2001, 83A: 1131-1143
- [62] Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg.* 1985, 67A: 257-262.

- [63] Paša L, Pokorný V, Adler J. Řešení nestability kolenního kloubu artroskopicky prováděnou plastikou vazů pomocí alogenních štěpů. *Acta Chir Orthop Traum Cech.* 2001, 68:31-38
- [64] Philippou T, Kautzner J, Hladký V, Štastný 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.
- [65] Podškubka A, Kasal T, Vaculík J, Krastalík Z. Artroskopická rekonstrukce předního zkříženého vazů volným štěpem z lig. patellae – výsledky po 5-6 letech. *Acta Chir Orthop Traum Cech.* 2002, 69:169-174
- [66] Prodromos CH, Brown CH, Fu F, Georgoulis A, Gobbi A, Howel S, Johnson D, Paulos L, Shelbourne K. The Anterior cruciate ligament: Reconstruction and Basic Science. Philadelphia. Saunders. 2008, pp 3-12.
- [67] Renström P, Kelm J. Vorderes Kreuzband – Operation und Rehabilitation. *Deutsche Zeitsch. für Sportmedizin.* 2007, Nr. 11, S. 392-394
- [68] Rodeo S, Arnoczky S, Torzilli P, et al. Tendon healing in a bone tunnel. *J Bone Joint Surg.* 1993, 75A: 1975-1803
- [69] 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.
- [70] Sadovský P, Musil L, Filip L, Vodička Z, Stehlík J. Rekonstrukce předního zkříženého vazů: srovnání metod BTB a šlachami hamstringů. Část 1: rekonstrukce předního zkříženého vazů BTB technikou – hodnocení našeho souboru. *Acta Chir Orthop Traum Cech.* 2005, 72:235-238
- [71] Siebold R, Dejour D, Zaffagnini S. (Eds.). Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Practical Surgical Guide. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 2014, 505 s.
- [72] Shelbourne KD, Beck MB, Gray T. Anterior cruciate ligament reconstruction with contralateral autogenous patellar tendon graft: evaluation of donor site strength and subjective results. *Am J Sports Med.* 2015, 43(3):648-53

- [73] Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Hayes WC. Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med.* 1994, 22:240-247.
- [74] To JT, Howell SM, Hull ML. Biomechanical properties of the double-looped hamstring graft and three anterior cruciate ligament devices. *Orthop Trans.* 1997, 21: 174
- [75] Van Eck CF, Fu FH. We have to eliminate nonanatomic anterior cruciate ligament tunnel placement as a cause of osteoarthritis. *Arthroscopy.* 2001, 27: 601-602
- [76] Van Dyck P, De Smet E, Veryser J, Lambrecht V, Gielen J, Vanhoacker F, Dossche L, Parizel P. Partial tear of the anterior cruciate ligament of the knee: injury patterns on MR imaging. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2012, 20:256-261.
- [77] Wallace MP, Howell SM, Hull ML. In vivo tensile behavior of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 1997, 15: 539-545
- [78] 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: 202-207
- [79] Woo SL, Wu CH, Dede O, Vercillo F, Noorani S. Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research.* 2006, 1:2.
- [80] Xie X, Liu X, Chen Z, Yu Y, Peng S, Li Q. A meta-analysis of bone-patellar tendon-bone autograft versus four-strand hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee.* 2015, 22:100-10.
- [81] 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
- [82] Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Anatomy, physiology and motor control. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2002, 10: 58-68

- [83] Yasuda K, Tsujino J, Tanabe Y, Kaneda K. Effects of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. Autogenous doubled hamstring tendons connected in series with polyester tapes. *Am J Sports Med.* 1997, 25: 99-106
- [84] Zeman P, Nepraš P, Matějka J, Koudela K Jr, Anatomická rekonstrukce předního zkříženého vazů double bundle technikou – možnosti cílení femorálních kanálů. *Acta Chir. orthop. Traum. Čech.* 2012, 79:41-47.
- [85] Zeman P, Cibulková J, Nepraš P, Koudela K Jr, Matějka J. Zhodnocení klinických nálezů u pacientů s artroskopicky prokázanou symptomatickou parciální rupturou předního zkříženého vazů. *Acta Chir. orthop. Traum. Čech.* 2013, 80: 53-59.