

**UNIVERSITAS CAROLINA**



# **DISERTAČNÍ PRÁCE**

**2. lékařská fakulta  
Praha**



**2006**

**MUDr. Milan HANDL**

# UNIVERSITAS CAROLINA



**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**



**PRAHA**

## DISERTAČNÍ PRÁCE

**REKONSTRUKCE PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU KOLENNÍHO KLOUBU  
– EXPERIMENTÁLNÍ STUDIE DYNAMICKÉ ZÁTĚŽE**

**MUDr. Milan HANDL**

**Ortopedická klinika dětí a dospělých 2. LF UK  
Fakultní nemocnice Motol, Praha**

**Školitel: Doc. MUDr. Tomáš TRČ, CSc.**

Praha 2006

## Poděkování

Děkuji mému školiteli přednostovi Ortopedické kliniky dětí a dospělých 2. lékařské fakulty UK, FN Motol, Praha panu Doc. MUDr. Tomáši Trčovi, CSc. za odborné vedení a pomoc při provedení a zpracování mé disertační práce. Dále děkuji Prof. MUDr. Ctiborovi Povýšilovi, DrSc., přednostovi Ústavu patologie 1. lékařské fakulty, Praha a Mgr. Milanu Držíkovi, CSc., International Laser Center, Bratislava za nabídnutou spolupráci, účinnou pomoc a teoretické i praktické vedení při zpracovávání projektu. Rovněž děkuji Prof. Giuliano Cerullimu, M.D., přednostovi Ortopedické kliniky v Perugii, Itálie za iniciální námět a lektorskou pomoc při sestavování projektu studie. Mé poděkování patří i uvedeným spolupracovníkům, pánům RNDr. Juraji Chlupíkovi, Mgr. Ferdinandu Vargovi a Doc. RNDr. Evženovi Amlerovi, CSc., bez jejichž spoluúčasti a pomoci při řešení jednotlivých etap studie, by ji nebylo možno úspěšně dokončit. V neposlední řadě děkuji mé manželce Šárce a našim dětem Míše, Jirkovi a Barbaře za trpělivost a pochopení v čase práce na této studii.

## Disertační práce

**Titul: Rekonstrukce předního zkříženého vazů kolenního kloubu – experimentální studie dynamické zátěže**

**Autor:** MUDr. Milan HANDL

**Pracoviště:** Ortopedická klinika dětí a dospělých 2. lékařské fakulty UK  
Fakultní nemocnice Motol, Praha

**Školitel:** Doc. MUDr. Tomáš Trč, CSc.

**Rok obhajoby:** 2006

Studie provedena ve spolupráci se spoluautory:

Milan Držík<sup>2</sup>

Ctibor Povýšil<sup>3</sup>

Juraj Chlpík<sup>2</sup>

Ferdinand Varga<sup>4</sup>

Evžen Amler<sup>4</sup>

Tomáš Trč<sup>1</sup>

**Instituce:** <sup>1</sup> Ortopedická klinika dětí a dospělých 2. LF UK, FN Motol, Praha

<sup>2</sup> International Laser Center, Bratislava, Slovensko

<sup>3</sup> Ústav patologie 1. LF UK, Praha

<sup>4</sup> Ústav biofyziky 2. LF UK, FN Motol, Praha

## Obsah

<b>Souhrn</b>	<b>6</b>
<b>Úvod</b>	<b>9</b>
<b>Materiál a metodika</b>	<b>15</b>
▪ <b>Druhy materiálů k náhradám</b>	<b>15</b>
▪ <b>Mechanické a biomechanické principy studie</b>	<b>17</b>
▪ <b>Vlastní materiál experimentální studie</b>	<b>22</b>
▪ <b>Metodika experimentální studie</b>	<b>27</b>
<b>Výsledky</b>	<b>41</b>
▪ <b>Test šlachy m. gracilis (G)</b>	<b>42</b>
▪ <b>Test šlachy m. semitendinosus (ST)</b>	<b>44</b>
▪ <b>Test originálního předního zkříženého vazy (LCA)</b>	<b>45</b>
▪ <b>Test ligamentum patellae (BPTB)</b>	<b>46</b>
▪ <b>Test šlach m. gracilis a m. semitendinosus (STG)</b>	<b>48</b>
▪ <b>Přehled finálních výsledků</b>	<b>51</b>
<b>Diskuse</b>	<b>54</b>
<b>Závěr</b>	<b>61</b>
<b>Klinické využití</b>	<b>64</b>
<b>Literatura</b>	<b>65</b>

# SOUHRN

## *Úvod*

Přední zkřížený vaz kolenního kloubu má důležitou funkci, což je obecně známo. Rekonstrukce předního zkříženého vazů při jeho poškození patří k nejčastějším ortopedickým operacím. Studie je zaměřena na biomechanické aspekty rekonstrukčních výkonů s důrazem na zhodnocení dynamické zátěže materiálů, které se nejčastěji používají k tomuto účelu. Další možnosti využití jsou případné reoperace předchozích rekonstrukčních výkonů. Jednotlivé a mnohočetné pruhy šlach m. gracilis a m. semitendinosus (tj. hamstringů) byly vystaveny rovnoměrnému napětí, které se využívá při rekonstrukci předního zkříženého vazů. Vzorky tkání z kadaverů byly biomechanicky testovány a porovnány s originálním předním zkříženým vazem (LCA) a náhradním štěpem z ligamenta patellae (Bone - Patellar Tendon – Bone - BPTB).

## *Materiál a metodika*

Pro studii byly použity fresh-frozen vzorky, které byly stejným způsobem připraveny pro testování, uchyceny v měřicí soustavě a vystaveny stejným testovacím procedurám. Experimentální štěpy byly získány párově z 21 kolenních kloubů. Měření bylo prováděno za pokojové teploty 21°C, po 24 hodinách tání za teploty 4°C. První část studie byla zaměřena na měření vlastností materiálů (originálního zkříženého vazů, štěpu ligamentum patellae a jednotlivých šlach hamstringů), jako je pevnost, maximální napětí, maximální zátěž, prodloužení při maximální zátěži. V druhé části byly použity zdvojené pruhy šlach m. semitendinosus a m. gracilis (STG). Jako poslední část bylo provedeno změřením a zhodnocením čtyřnásobného pruhu STG. Měření bylo založeno na metodě padajícího závaží (drop-weight testing) při použití laserového dopplerovského vibrometru. Ten představoval základní sensor dynamických pohybů mezi úchytnými svorkami. Měření bylo konfrontováno s měřením pomocí piezoelektrického snímače zrychlení.

## ***Výsledky***

Měřena byla dynamická odezva vzorků na rázovou sílu. Byly zjištěny maximální hodnoty pevnosti a propočítány na odpovídající příčnou průřezovou plochu vzorku. Originální zkřížený vaz vykazoval maximální pevnost  $1246 \pm 243$  N při průřezu v průměru  $30 \text{ mm}^2$  (max. napětí 41.3 MPa; štěp BPTB měl hodnotu  $3855 \pm 550$  N při průřezu  $80 \text{ mm}^2$  (max. napětí 40.6 MPa); šlachy m. gracilis vykazovaly  $925 \pm 127$  N při průřezu  $10 \text{ mm}^2$  (max. napětí 95.1 MPa) a šlacha m. semitendinosus vykazovala  $2050 \pm 159$  N při průřezu  $20 \text{ mm}^2$  (max. napětí 88.7 MPa).

## ***Závěr***

Ze všech materiálů originální LCA mělo nejmenší pevnost s ohledem na biomechanické vlastnosti. BPTB štěp vykazoval nižší hodnoty maximálního zatížení, zatímco šlachy jak m. gracilis, tak m. semitendinosus vykazovaly dvojnásobné hodnoty maximálního zatížení na příčný průřez při tahovém zatížení. Při zkoušce padajícím závažím dvoj- až čtyřčetné pruhy hamstringů upevněné společně a rovnoměrně zatížené vykazovaly násobné vlastnosti pevností těch individuálních pruhů, ze kterých byly složeny, v rámci odhadované možné chyby měření. Nebyly zaznamenány žádné signifikantní změny v maximální pevnosti při rázovém zatížení v porovnání s hodnotami statického zatížení.

## ***Klinické využití***

Studie si klade za cíl poskytnout ortopedům a traumatologům informaci, která jim může pomoci při volbě vhodného štěpu pro plánovaný výkon, tj. rekonstrukci LCA nebo její revisi a reoperaci, a to v závislosti na zkušenosti operátora, jeho technických možnostech a dle nároků a potřeb pacienta. Vícečetné pruhy šlach hamstringů se stávají stále populárnějším materiálem pro rekonstrukci předního zkříženého vazy, zejména pokud se finálně uvažuje o zvýšené morbiditě dárcovského místa při použití štěpu BPTB. Výsledky studie demonstrují, že čtyřčetný

pruh hamstringů vystavený rovnoměrnému napětí má vyšší počáteční pevnosti nežli ostatní testované vzorky. Z biomechanického hlediska se jeví tento materiál jako odpovídající a věrohodná alternativa pro rekonstrukci LCA, vč. reoperací.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

přední zkřížený vaz – šlacha – vlastnosti materiálu – zkoušky padajícím závažím (drop-weight testing) – laserové měření

## **ZKRATKY**

LCA (ligamentum cruciatum anterius)	přední zkřížený vaz
ST	m.semitendinosus
G	m. gracilis
BPTB (ligamentum patellae)	bone – patellar tendon - bone



## ÚVOD

Funkce předního zkříženého vazů kolenního kloubu je velmi důležitá, což je obecně známo [8]. Poškození předního zkříženého vazů (LCA) patří k nejtěžším poraněním kolenního kloubu člověka. Jeho kompletní ruptura je nejčastější vazivové poranění ze všech vazů kolenního kloubu. Primární funkcí LCA je bránit subluxaci tibie vůči femuru, hraje tak významnou roli v normální kinematice kolenního kloubu [20,25,28]. Následkem poškození tohoto vazů se vyvíjí instabilita kolenního kloubu a dochází k časnému vývoji osteoartrózy [20,22,33].

Nejobvyklejší možností v léčbě instability kolenního kloubu je chirurgická rekonstrukce LCA. V současné době se považuje operační rekonstrukce přetrženého LCA za metodu volby zejména u mladé a fyzicky aktivní populace. Tato léčba umožňuje návrat k aktivitě stejné úrovně, jako byla před úrazem [28,30,33].

Léčba ruptury LCA prošla v posledních dekádách významným vývojem. Původní LCA podléhá destrukci vlivem traumatu a posttraumatických změn. Toto poškození není řešitelné prostou operační revizí a jednoduchou reparací v podobě prosté sutury. Výkony tohoto typu jsou v dnešní době považovány za historicky překonané, jejich klinické výsledky nedosáhly požadavku nápravy stavu ad integrum. Otázky související s hledáním náhradního materiálu, který by biomechanicky odpovídal normálnímu LCA, se staly námětem zkoumání po celou tuto dlouhou dobu [10].

Z dnešního pohledu je cílem rekonstrukce LCA dosažení stability kolenního kloubu, dosažení plného rozsahu pohybu (ROM – range of motion), bezbolestného stavu a minimalisace degenerativních změn vzniklých v souvislosti s operační technikou. Rekonstrukce LCA, označovaná také jako plastika LCA, patří k nejčastějším ortopedickým operacím [11,34]. Četnost rekonstrukcí LCA dosahuje 200,000 až 300,000 případů za rok na celém světě. Jen ve Spojených státech je každý rok operováno asi 100,000 pacientů [12,58]. Incidence úrazů stoupá vlivem zvyšujícího se rizika sportovní aktivity běžné populace, zejména pak u žen a starších

osob [30]. Toto množství představuje, že rekonstrukce LCA se stala ve Spojených státech šestým nejčastějším druhem ortopedických operací [88].

Technika operačního výkonu prochází stálým vývojem. Cílem optimálního výkonu je použití materiálu štěpu o maximální pevnosti a schopnosti snést zatížení, minimální morbiditu dárcovského místa, použití nejvhodnější operační techniky spočívající ve správném umístění kostních tunelů a silné a spolehlivé fixaci štěpu. Tyto aspekty se pak spolu se správně indikovanou a prováděnou pooperační rehabilitací podílejí na celkovém klinickém výsledku léčby [32,37,52,61,89].

Při výběru ideálního náhradního štěpu jsou kladeny požadavky na schopnost materiálu co nejlépe nahradit anatomický komplex LCA, poskytovat stejné biomechanické vlastnosti jako přirozené LCA, umožnit pevnou a bezpečnou fixaci, podporovat rychlý biologický vrůst a minimalizovat morbiditu dárcovského místa [55]. Výběr štěpu je založen na pojmech jako síla štěpu, fixace, potenciální komplikace, morbidita dárcovských míst, svalová slabost, arthrofibrosa nebo anterior knee pain. Přestože existuje celá řada alternativ štěpů, a to jak autogenních, tak allogenních, xenogenních, případně arteficiálních, otázka ideálního štěpu, který by splňoval všechny tyto požadavky co nejlepší náhrady přirozeného LCA, zůstává pro chybějící konsensus stále nezodpovězena [29,33,52].

Existuje však mnoho pohledů, které je zapotřebí, z hlediska jejich důležitosti ve vztahu k mechanickým vlastnostem materiálů používaných pro chirurgické operace, vzít na vědomí. Biomechanické vlastnosti materiálů štěpů jsou kritickým faktorem pro úspěch těchto výkonů [9,14,19,54,62]. Historicky selhaly xenografty, rovněž tak arteficiální náhrady [33]. Je možno použít jak štěpy vlastní (autografty), tak ze tkáňové banky (allografty) [69]. Ze všech těchto nabídek se stala vlastní tkáň štěpu (autograft) nejčastěji ve světě používaným materiálem.

Z hlediska autograftů existují možnosti použití štěpu BPTB, šlach hamstringů (v podobě dvoj- až čtyřčetných pruhů) nebo šlachy m. quadriceps femoris (s kostním bločkem nebo bez něj). Z hlediska allograftů existuje ještě možnost použití Achillovy šlachy nebo šlach m. tibialis anterior a posterior.

Jak bylo popsáno v mnoha studiích, dva typy výkonů patří k nejvíce oblíbeným v rekonstrukci LCA – použití střední třetiny ligamentum patellae (bone-patellar tendon-bone graft BPTB) nebo šlachy hamstringů (m. semitendinosus a m. gracilis) [2,6,11,42,55,59,79]. Ligamentum patellae bylo primárně považováno jako ideální materiál štěpu pro rekonstrukci předního zkříženého vazů, tato technika bývá označována jako „zlatý standard“ [52,71]. Procentuální poměr mezi oběma metodami se dle literárních zdrojů liší; hamstringy mají četnost pravděpodobně o něco málo nižší nežli 50%.

Obliba a obecně přijímaná výhoda BPTB 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. Navíc kostní srůst se uskuteční v období 6-8 týdnů, zatímco hojení vazivovou jizvou na hranici měkká tkáň – kost trvá až 12 týdnů [5,22,75]. Na druhé straně nižší morbidita dárcovského místa a ochrana extensorového mechanismu v případě použití hamstringů se staly alternativou ke "zlatému standardu" BPTB [22,47,50,59].

Z důvodu nižší morbidity dárcovského místa a snížení pooperačních komplikací než tomu je u BPTB štěpů si získaly v posledních letech autologní šlachy hamstringů (m. semitendinosus a m. gracilis) popularitu jako náhrada přetrženého LCA a byly obhájeny jako alternativní materiál jeho pro rekonstrukci [2,7,18,27,49,70,72,76,87].

Dle American Orthopaedic Society for Medicine (AOSSM) upřednostňuje více ortopedických chirurgů pro rekonstrukci BPTB štěp. Podle tohoto zdroje 92% chirurgů provádí rekonstrukce LCA, přičemž 53% provádí více než 50 operací za rok [21]. Poměr uspokojivých výsledků je poměrně vysoký, ale kontrolní studie po 5-10 letech objevily přibližně 15-25% incidenci selhání operací [7,23,41]. Faktem je, že revizní výkony po rekonstrukcích LCA tvoří přibližně 10-25% všech případů ročně [45,65]. Podle jiných zdrojů je poměr selhání těchto výkonů mezi 3 -10%. V každém případě to znamená, že pouze ve Spojených státech potřebuje 3,000 až 10,000 pacientů ročně revizní výkon po primární rekonstrukci LCA [65].

Přes pozitivní zprávy o technikách rekonstrukcí LCA uvádějí některé zdroje důvody selhání těchto operací jako např. nevhodné umístění štěpu, nevhodné velikosti a síly štěpu, velikosti nebo napětí adekvátní fixace štěpu při použití fixačního zařízení nebo deficientního kostěného bločku, impingementu štěpu při nesprávné notch plastice a jiné důvody; včetně opakovaného úrazu [61,62].

Otázka možných revisních operací je stále živá a probíhají na toto téma četné diskuse [63,64]. Zejména z tohoto důvodu nabývá otázka hledání vhodné materiálové náhrady velmi důležitá, a to především proto, že po selhání primárního štěpu je zapotřebí použít některou ze zbývajících biologicky adekvátních možností. Je pochopitelné, že přirozený zdroj náhrad není nevyčerpatelný, spíše lze říci, že je silně omezen. Taktéž operační podmínky pro revisní operaci jsou zpravidla složitější. Proto volba náhradního štěpu má maximální důležitost a úzce souvisí s jeho materiálovými vlastnostmi.

Většina rekonstrukčních technik popisuje použití různých typů štěpů a metod fixací; jiné studie se zabývají srovnáním biomechanických vlastností různých štěpů. Nejčastějším testem byla trhací zkouška [62]. Mnoho současných studií zdůrazňuje důležitost testů, cyklického zatížení, simulování mechanických vlastností štěpu, kdy se používá opakované zatížení, které simuluje situaci po operaci. Prodloužení štěpu bylo hodnoceno jednosměrným tahovým zatížením nebo cyklickým testováním za použití optických měřících přístrojů.

Mnoho předchozích studijních materiálů štěpů LCA se zaměřuje na jejich elastické vlastnosti a možnosti jejich selhání [45], zejména při dosažení maximálního zatížení. Přesto různé materiály štěpů se mění při jejich odpovědi na opakovaném zatížení s nízkou úrovní (low-level loading), což je důležitý srovnávací parametr [39]. Cyklické zatížení může vést k laxitě štěpu, což může v konečné fázi způsobit recidivu symptomatické kolenní instability.

Údaje o počátečních vlastnostech napětí jednoduchých pruhů hamstringů uvádějí, že tyto jsou signifikantně nižší než u původního LCA nebo u BPTB štěpu [19,34,57,62,86]. Ovšem vlastnosti rovnoměrně napnutého čtyřčetného pruhu štěpu

hamstringů jsou signifikantně vyšší nežli je tomu u normálního LCA a střední třetiny ligamenta patellae [19,34,62].

Presentovaná studie je zaměřena na hodnocení biomechanických vlastností materiálů užívaných pro rekonstrukci LCA, zejména pokud se týká jejich odporu proti tahovým silám. Autoři studovali biomechanické aspekty rekonstrukčních výkonů s důrazem na zhodnocení dynamické zátěže materiálů obecně užívaných k těmto výkonům.

Z perspektivy mechaniky materiálů, tyto mají komplikovanou kompozitní strukturu se značně nelineární odezvou na zatížení. Cílem experimentu bylo zjistit, zda rázová metoda může být použita k charakterizování jejich dynamických mechanických vlastností [31]. Byla navržena a realizována metoda padajícího závaží (drop-weight testing), při které dynamická síla vzniká při nárazu závaží na vzorek. Tím se simuluje aktuální náraz na živý vzorek dle podmínek, které jsou téměř identické přírodním, in-vivo, okolnostem. Následně se hodnotí maximální hodnoty síly, které byly získány experimentálně. Ty jsou potom použity k definování limitních podmínek pro pevnost materiálu v okamžiku poranění.

Během nárazu se měří pohyb úchytky vzorku bezkontaktním optickým snímačem. Časový záznam rychlosti držáku byla snímán pomocí laserového dopplerovského vibrometru ve spojení s osciloskopem. Byly získány informace jednak o funkčně závislém prodloužení vzorku v průběhu času, a také o časovém průběhu energie padajícího závaží. Tato data byla dostatečná k vyhodnocení průběhu dynamické zátěže, a také časové závislosti prodloužení. Z těchto údajů je možné vyhodnotit základní biomechanické parametry vzorků.

Hlavním cílem studie bylo určení vlivu vyšších zatěžovacích rychlostí v porovnání s nižšími rychlostmi a zjištění chování individuálních nebo mnohočetných pruhů štěpů hamstringů vystavených rovnoměrnému napětí. Byly zabezpečeny stejné zkušební podmínky jak pro dynamické zatížení všech těchto pruhů, tak i pro časový interval zatížení. Vzhledem k tomu, že jsme očekávali signifikantní rozdíly mezi materiály štěpů, byla tato studie také zaměřena na kvalifikování a kvantifikování rozměrů permanentního prodloužení při odezvě na dynamické zatížení.

Dále jsme vyjádřili hypotézu, že mechanické vlastnosti, jako je napětí a maximální zatížení, mohou být ovlivněny základními vlastnostmi a rozdíly materiálů užívaných pro rekonstrukci LCA. Zhodnocení těchto vlastností může být cenným doporučením, který druh materiálu štěpu má být doporučen pro primární a revizní operace LCA.

Studie porovnává strukturální mechanické vlastnosti nejčastěji užívaných náhrad LCA - BPTB a šlach hamstringů. Srovnává jejich vlastnosti s vlastnostmi normálního původního LCA. Cílem bylo porovnat velikosti zatížení, kterému jsou jednotlivé materiály schopny odolat před selháním, tuhost (stiffness) kompositních materiálů a modul pružnosti v závislosti na míře aplikovaného namáhání. Důležité bylo především zjistit rozdíly v okamžiku nárazu, kdy bude simulován náhlý úrazový mechanismus. Tím dochází k odlišení od dříve prováděných biomechanických testů, kdy byly vzorky vystaveny kontinuální jednorázové nebo cyklické zátěži. Přesto zůstává řada dalších otázek k námětovým úvahám a k řešení před vlastním provedením operační rekonstrukce [62].

## MATERIÁL A METODIKA

### ▪ Druhy materiálů k náhradám

#### *Hamstringy*

Průměrná šířka zdvojeného štěpu m. semitendinosus a m. gracilis má cca 8 mm, což dává průměrný průřez cca 50 mm<sup>2</sup> obdobně, jak tomu je u přirozeného LCA [38]. Normální LCA má průměrnou tloušťku 5 mm, šířku 10 mm, průměrný průřez cca 50 mm<sup>2</sup> [67].

Použití šlach hamstringů (m. semitendinosus a m. gracilis) došlo zvýšené popularity v závislosti na zprávách o snížené morbiditě dárcovského místa a zlepšení fixační techniky štěpů. Nejprve byly odebírány šlachy m. semitendinosus a m. gracilis a používány jako zdvojené pruhy. Vlivem požadavku na sílu štěpu se postupně v operační technice přešlo k používání kombinace obou šlach v podobě čtyřčetného pruhu ST a G. Vytvoření tohoto pruhu přeložením šlach v polovině snížilo délku, ale zvýšilo pevnost a snížilo napětí štěpu [34,56].

Na základě výsledků testů pevnosti se pro obecnou praxi přijímá názor, že dvou- [46], tří- [80], nebo čtyř- [48] četné pruhy šlach hamstringů jsou nezbytné pro rekonstrukci LCA [53]. Zjistilo se, že maximální zatížení pro selhání rovnoměrně napjatých čtyřčetných šlach hamstringů je signifikantně vyšší nežli hodnoty štěpu BPTB o šíři 10 mm [34]. Tyto štěpy byly zhodnoceny, že mají schopnost snést podstatně větší maximální zátěže nežli původní intaktní přední zkřížený vaz [86]. Četné klinické studie zhodnotily biomechanické vlastnosti a také ukázaly úspěšné výsledky použití šlach hamstringů včetně jejich variací v délce a napětí [11,19,62].

Přesto lze počítat i u hamstringů s výskytem komplikací, a to především nízkou pevností štěpu a zeslabením jeho schopnosti odolat zatížení [2]. Rovněž srůst měkkých tkání šlachy s kostí je limitujícím faktorem pevnosti vazů [5,20].

### ***Ligamentum patellae***

Štěp ligamenta patellae má průměrnou šířku 10 mm a tloušťku 4 mm, jeho průřez je pravoúhlý a má plochu 35 až 40 mm<sup>2</sup> [62].

Jones [40] v roce 1963 zahájil pionýrským krokem techniku použití střední třetiny ligamentum patellae jako volného štěpu. Biomechanické vlastnosti štěpu BPTB byly extensivně studovány v četných studiích [19,86]. Tato metoda ukázala dobrý potenciál pro hojení kost ke kosti (bone-to-bone healing), vysokou počáteční pevnost ve srovnání s originálním LCA a předpokládanou stabilitu kolena po operaci [50,62].

Nejčastěji se používá štěp ipsilaterální pro primární rekonstrukci, lze ovšem použít i štěp kontralaterální. Toto kontralaterální použití se stává častějším zdrojem pooperačních stížností ve srovnání s dobrým výsledkem rekonstrukce LCA na primárně poraněném koleně [68]. Na druhé straně se objevily problémy s bolestí dárcovského místa, ochabnutím m. quadriceps femoris, rupturou ligamentum patellae nebo zlomeninou patelly, které byly také popsány [78].



## ▪ **Mechanické a biomechanické principy studie**

Pro porozumění terminologie používané v mechanice je fundamentální vysvětlení mechaniky biologických materiálů. Specifické termíny v mechanice popisují specifické charakteristiky materiálů používaných ve studii. Pro vysvětlení termínů používaných v textu je vhodné jejich krátké vysvětlení.

### ***Mechanika a biomechanika***

Mechanika zahrnuje analýsu dynamického systému. Toto široké pole zahrnuje pevnost materiálů, vztah mechanické napětí – poměrná deformace, mechanický design, průtok tekutiny, teplota a přenos hmoty, kontrola, dynamika a pohyb částic. Většina orgánů a tkání uvnitř biologického systému je ovlivněna různým způsobem těmito veličinami. Proto pojem „biomechanika“ se rovná pojmu „mechanika“, který je aplikován pro biologické systémy. Zaměření této studie je na pevnost materiálu, mechanické napětí, poměrnou deformaci a Youngův modul pružnosti.

### ***Síla a moment síly***

Biologické tkáně jsou principiálně vytvořeny tak, aby byly schopny odporu vůči různým silám a momentu sil. Síla je vektorová veličina a je definována jako akce jednoho tělesa vůči druhému. Síla je příčinou deformace tělesa a jeho zrychlení. Pokud je těleso sevřeno nebo je ovlivňováno stejnými silami akce a reakce, dochází k deformaci tělesa, ale nikoli ke zrychlení. Moment síly je rovněž vektorová veličina a představuje směr síly působící ve vzdálenosti od osy rotace tělesa k příčině rotace tělesa. Moment síly může být vyjádřen jako součin mezi polohou vektoru od osy otáčení do bodu působení síly a velikosti vektoru. Jakýkoli materiál vystavený působení síly či momentu síly se nějakým způsobem deformuje. Zatímco tyto deformace jsou u pevných těles považovány za zanedbatelné, u biologických tkání jsou jejich výskyt a chování považovány za velmi důležité.

## ***Mechanické napětí***

Pokud síla působí na předmět, což má za cíl vyvolat jeho deformaci, vyvolává vnitřní odpor této hmoty vůči deformaci. Tato vnitřní reakce materiálu vůči působící síle se nazývá mechanické napětí. To je definováno jako síla působící na jednotku průřezu. Síly mohou působit na předměty pod různými úhly, což vytváří stav mechanického napětí uvnitř hmoty. Hmoty mající větší příčný průřez může odolat větší maximální síle před selháním ve srovnání s menším vzorkem stejného druhu. Mechanické napětí při selhání by bylo stejné u obou vzorků. Velikost a kvalita vzorku má vliv na maximální sílu, které může vzorek odolat. Proto koncepce mechanického napětí je důležitá pro srovnání chování různých materiálů (např. vazů a šlach) nebo týchž hmot z odlišných vzorků (např. vliv stáří, zdravé versus hojící se tkáně apod). Mechanické napětí je normalizovaná síla kalkulovaná na odchylky ve velikosti vzorku, ale nikoli kvality hmoty. Pokud průřez tělesa je „A“, přenášená síla tělesem je „F“, potom mechanické napětí ( $\sigma$ ) v tělese je dáno poměrem  $F/A$ . I v tomto případě u biologických materiálů platí, že je nutno respektovat přirozené možné odchylky. Ty se týkají definice „primární originální průřez“ nebo „konstantní průřez“. V praxi je velmi obtížné měřit konstantní průřez, proto se spíše nabízí použití prvního definovaného průřezu, tj. primárního originálního. I ten může být ovlivněn např. stupněm hydratace vzorku nebo mírou předpětí působícího na vzorek před testováním.

Různé tkáně jsou vystaveny různým druhům mechanického napětí v závislosti na jejich struktuře a funkci. Vazy a šlachy mohou působit pouze v napětí (tension). Biologické tkáně směřují k selhání v závislosti na různých úrovních mechanického napětí závislého na působící síle (např. tahové, tlakové, smykové). Odpor vůči tahové síle vzniká uvnitř přitažlivými silami mezi atomy hmoty. Odpor tlakových sil je dán odpudivými silami mezi atomy hmoty, který vzrůstá ostře dle krátkých vzdáleností mezi jednotlivými atomy. Jednoduchost skluzu jedné vrstvy hmoty vůči druhé určuje odpor hmoty při smykové deformitě. Torsní mechanismus vyvolává smykové mechanické napětí uvnitř hmoty.

Mechanické napětí nemůže být měřeno přímo, ale silou použitou vůči vzorku a průřezu na který síla působí. Proto je mechanické napětí určeno snímačem síly

experimentálně a je kvantifikováno podílem, který je dán silou použitou vůči vzorku a silou průřezu vzorku

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

### **Poměrná deformace**

Velikost poměrné deformace, které je normálně vystaveno těleso s ohledem na změnu délky je definována jako poměrná deformace. Ta může být representována v několika podobách. Pokud  $L$  je absolutní délka tělesa a  $L_0$  je počáteční délka, potom poměrná deformace ( $\varepsilon$ ) může být definována jako

$$\varepsilon = \frac{\Delta L_0}{L_0}$$

nebo

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$

Pokud dochází k deformaci hmoty v jednom směru, může docházet k deformaci také v jiných směrech. Poissonovo číslo ( $\nu$ ) je termín užívaný k vyjádření vztahu mezi příčnou a podélnou poměrnou deformací. Poissonovo číslo ( $\nu$ ) je definováno jako poměr příčné a podélné poměrné deformace, přičemž plně stlačitelný materiál má  $\nu = 0$ , zatímco plně nestlačitelný materiál má  $\nu = 0,5$ .

Poměrná deformace se měří kvantifikací délky a změny v délce vzorku pravítkem, kaliperem nebo různými optickými a elektronickými zařízeními. Pro účely měření biologických materiálů je vhodnější použít bezkontaktní metody měření, aby nedocházelo k instrumentálnímu ovlivnění zpravidla měkkých tkání, které jsou předmětem výzkumu.

## ***Strukturální vlastnosti versus vlastnosti hmoty***

Při popisu biologických tkání dochází často k uvádění jejich strukturálních vlastností a vlastností hmoty. Strukturální vlastnosti charakterizují tkáň jako celek v intaktní formě a uvádějí, jak se chová. Důležité materiálové vlastnosti jsou popisovány křivkou síla-deformace (tzv. zatěžovací diagram) a charakterizují vztah síly působící na vzorku a její deformace. Jejich pochopení umožňuje porozumět, jak se bude tkáň chovat in-vivo.

Vlastnosti materiálu charakterizují chování částí materiálu, z nichž je vlastní tkáň složena a primárně jsou nezávislé na velikosti tkáně. Vlastnosti materiálu se vyjadřují v pojmech vztahu mechanického napětí a poměrné deformace hmoty.

Tuhost představuje schopnost materiálu odolat deformaci. Tuhost je obecně charakterisovaná sklonem lineární části křivky mechanického napětí a poměrné deformace, nazývaným též Youngův modul pružnosti. K charakteristice sklonů ostatních částí křivky se používá tangenciální modul. Pokud je definován tangenciální modul, měl by být vždy spojen s hodnotou poměrné deformace nebo rozsahu poměrné deformace. Tkáň může mít rozdílné moduly pro různé zátěžové podmínky (smykový modul, tlakový modul). Čím větší je tuhost, tím větší se požaduje síla, která způsobí danou deformaci. Pokud je mechanické napětí tělesa přímo úměrné poměrné deformaci pro všechny její typy, jedná se o tzv. lineární materiál chovající se podle Hookova zákona.

Mechanické napětí se zvyšuje lineárně se zvyšující se poměrnou deformací pro rozsah poměrných deformací k proporcionálnímu limitu. Pokud je síla použitá pro vyvolání deformace tělesa v určitém okamžiku odstraněna, těleso se vrací do svého původního tvaru, pokud síla nepřekročila elastický limit. Pokud se těleso nevrací do svého původního tvaru, označuje se tento stav jako nelineární nebo permanentní deformace.

Materiál je charakterisován maximálním mechanickým napětím a maximální poměrnou deformací, které, pokud jsou přesaženy, způsobují jeho mechanické selhání. To ovšem neznamená, že by materiál nemohl být poškozen již

submaximálními hodnotami mechanického napětí nebo poměrné deformace. Oblast pod úrovní křivky síla-deformace představuje energii absorbovanou hmotou. To pak může být důležitým parametrem pro hodnocení biologických tkání.

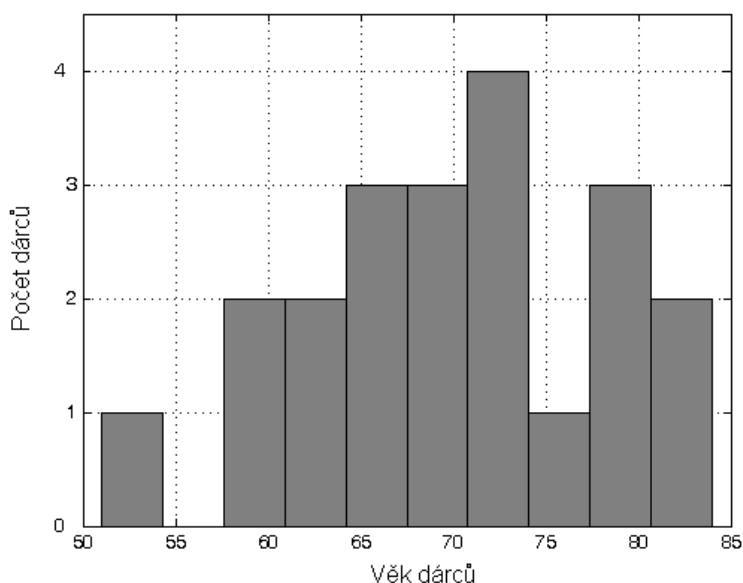
Oblast pod elastickou částí křivky síla vs. deformace se označuje jako materiálová pružnost. Oblast pod úrovní křivky síla-deformace zatížené až k selhání je měřítkem houževnatosti materiálu. Materiál, který dosáhne meze pružnosti a poté je vystaven další deformaci před selháním, se označuje jako tekoucí.

▪ **Vlastní materiál experimentální studie**

Pro účel studie byly použity vzorky kadaverů z Ústavu patologické anatomie 1. lékařské fakulty University Karlovy, Praha. Během odběru štěpů byly zaznamenány pohlaví, věk a příčina úmrtí.

Štěpy pro experiment (původní LCA, BPTB, m. semitendinosus a m. gracilis) byly odebrány z 21 párových kolen, z toho 13 mužů a 8 žen. Byly použity jako zdroj materiálu v podobě fresh-frozen, neozářených, nenabalsamovaných štěpů. Průměrný věk v době úmrtí byl 70 let, věkové rozmezí bylo 51 – 84 let. Příčinou úmrtí byly ICHS ve 12 případech, nádorové onemocnění mimo muskuloskeletální systém v 6 případech, bronchopneumonie ve 3 případech. Průměrný časový interval od smrti k odebrání štěpu byl 8,7 hodin (rozmezí 6 -12 hodin) (viz Tab. 1 a,b).

No	Pohlaví	Věk	Dg	Interval
1	M	77	ICHS	9
2	M	80	Bp	6
3	F	64	ICHS	6
4	M	67	ICHS	8
5	F	59	Tu	10
6	F	74	Tu	11
7	M	84	Bp	12
8	M	78	ICHS	7
9	M	82	ICHS	8
10	F	66	Tu	9
11	M	63	Tu	8
12	F	72	ICHS	11
13	F	69	ICHS	6
14	M	58	ICHS	12
15	M	51	Tu	10
16	F	80	Bp	8
17	M	70	ICHS	9
18	M	73	Tu	7
19	F	65	ICHS	9
20	M	68	ICHS	9
21	M	71	ICHS	8
průměr		70,05		8,71



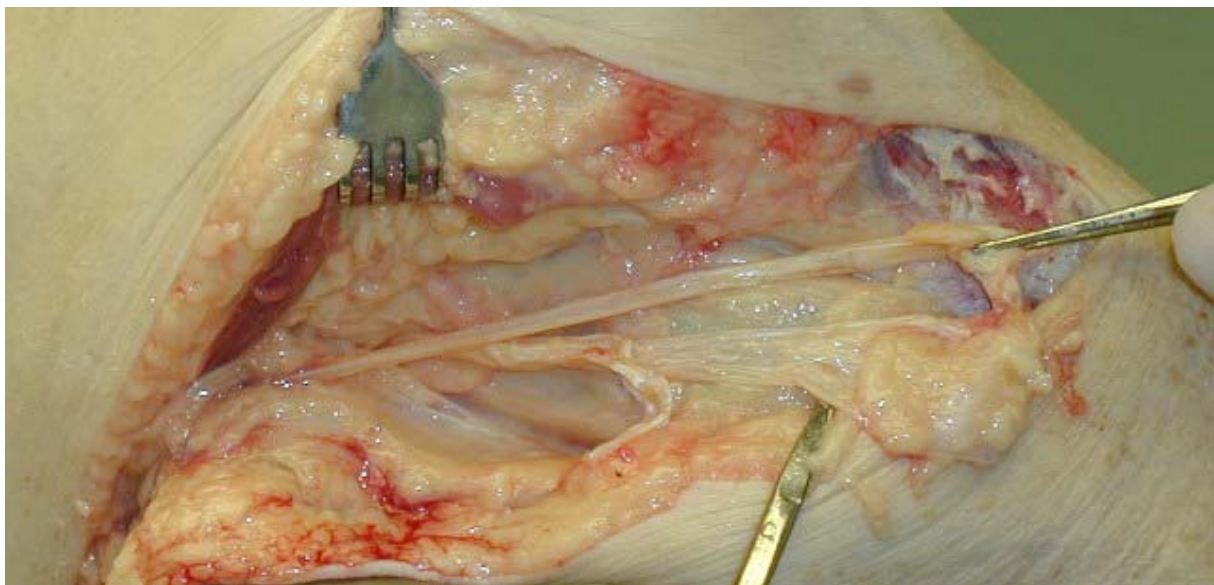
Tab. 1 a,b (a - přehled kadaverů dle pohlaví, věku a příčinné diagnózy úmrtí, b – diagram rozložení souboru dle věku)

(vysv.: M – muž, F – žena, ICHS – ischemická choroba srdeční, Tu – tumor, Bp – bronchopneumonie).

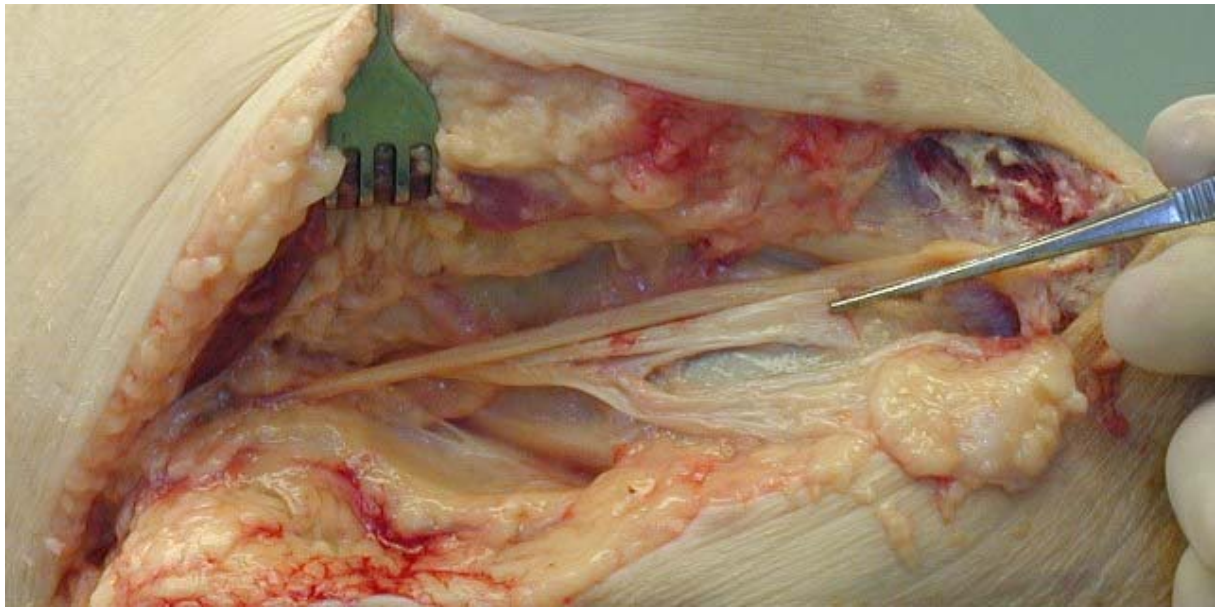
Ve všech případech byly vyloučeny předchozí operace kolenních kloubů, metabolické kostní a jiné patologie v oblasti kolenního kloubu, aby výsledky nemohly být ovlivněny. Rovněž byly ze studie vyloučeny vzorky, které by nesly známky poškození kostí nebo měkkých tkání.

Štěpy originální LCA, BPTB a šlachy hamstringů byly odebrány obdobným způsobem jako při standardních operacích (live surgery), a to vždy analogicky k Müllerově mediálnímu parapatelárnímu přístupu do kolenního kloubu.

Šlachy m. semitendinosus a m. gracilis byly odebrány proximálně uvolněním ze svalového břicha ve stehně standardním odběrovým instrumentariem, zatímco distálně byly odděleny ostře z úponu pes anserinus na kost mediálně od tuberositas tibiae (Obr.1 a 2). Vzorky šlach zasahovaly směrem proximálně do vzdálenosti 180 – 240 mm (ST), 150 – 190 mm (G). Pomocí velké tupé kyrety byla odstraněna všechna residuální svalová vlákna a zbytky měkkých tkání ze šlach, aby bylo dosaženo jejich požadovaného typického vzhledu pro operaci. Po zarovnání do tvaru, který odpovídá připravenému štěpu pro implantaci, byly změřeny maximální rozměry délky a šířky preparátu (Obr.3). Obě šlachy byly takto připraveny pro použití jako jednoduchý i zdvojený pruh nebo v kombinaci jako čtyřčetný pruh.



Obr. 1 Šlacha m. gracilis in situ



Obr. 2 Šlacha m semimebranosus in situ



Obr. 3 Srovnání šlach hamstringů po odběru

V případě BPTB štěpu byla odebrána střední třetina ligamentum patellae v šíři 10-13 mm s kostními bločky dlouhými 15 mm na obou koncích. Průměrná délka štěpu byla 80 mm.

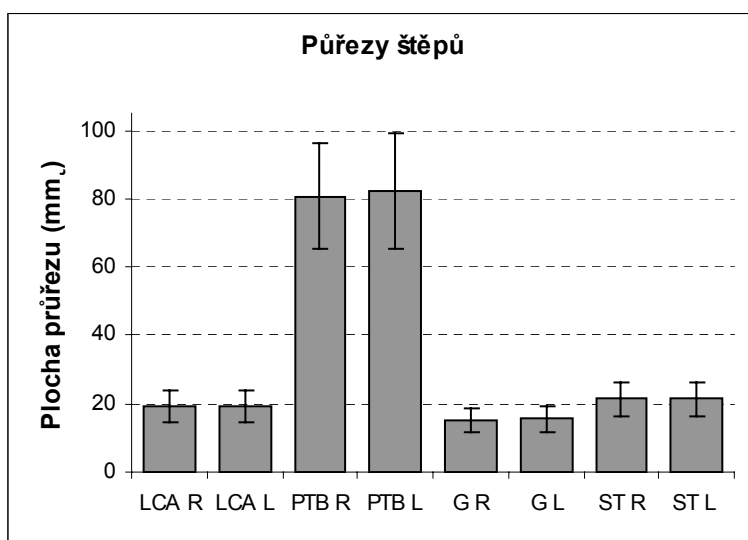
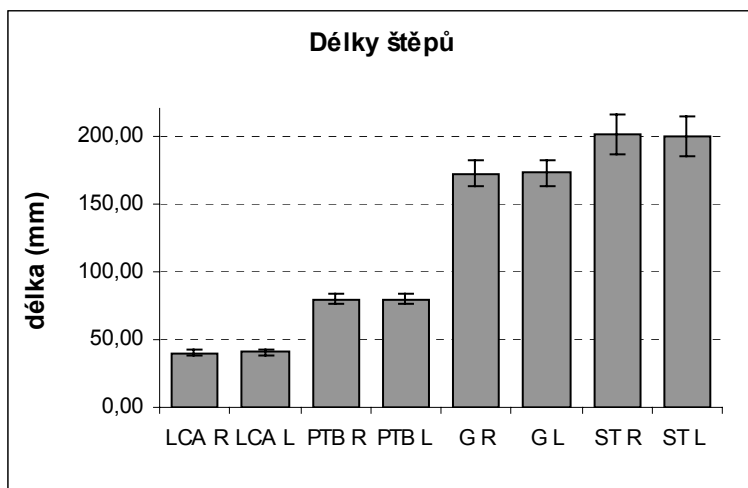
Originální vazy LCA byl získány včetně kostního materiálu na obou koncích vazů. Délka ligamenta byla průměrně 40 mm, šířka 12 mm. Přehled anatomických parametrů vzorků je uveden v Tab. 2, porovnání jejich délek a průřezů v Tab. 3 a,b.



No	sex	LCA R		LCA L		PTB R		PTB L	
		délka mm	šířka mm	délka mm	šířka mm	délka mm	šířka mm	délka mm	šířka mm
1	M	42	5	43	5	86	11	86	12
2	M	40	4,5	40	4,5	82	10	82	10
3	F	37	4	37	4	75	9	75	9
4	M	45	5	44	5	90	12	90	11
5	F	39	4,5	40	4,5	79	10	79	10
6	F	40	5	40	5	78	9	78	9
7	M	42	5	42	5	80	10	81	11
8	M	43	5,5	44	5,5	82	11	81	11
9	M	41	5	40	5	80	10	80	10
10	F	39	4,5	39	4,5	79	9	79	10
11	M	39	5	39	5	79	9	79	9
12	F	36	4	36	4	74	10	74	10
13	F	38	4,5	39	4,5	78	10	78	9
14	M	44	5,5	44	5,5	83	12	83	12
15	M	43	5,5	43	5,5	84	11	85	10
16	F	35	4	35	4	70	9	71	9
17	M	42	6	41	6	81	10	80	11
18	M	41	5,5	41	5,5	80	10	80	10
19	F	39	4,5	40	4,5	79	9	79	9
19	F	39	4,5	40	4,5	79	9	79	9
20	M	40	5	40	5	79	11	78	12
21	M	42	6	42	6	79	10	79	10
průměr		40,33	4,93	40,43	4,93	79,86	10,10	79,86	10,19
průměrný průřez (mm <sup>2</sup> )			19,35		19,35		80,71		82,35

No	sex	G R		G L		STR		STL	
		délka mm	šířka mm	délka mm	šířka mm	délka mm	šířka mm	délka mm	šířka mm
1	M	180	4,5	180	4,5	220	6	220	6
2	M	175	4	175	4	210	6	210	6
3	F	175	4	170	4	200	5	205	5
4	M	190	5	190	5	240	5,5	235	5,5
5	F	180	4,5	180	4,5	210	5	210	5
6	F	175	4,5	170	4,5	215	5	220	5
7	M	170	3,5	175	4	200	5,5	195	5,5
8	M	180	5	180	5	210	6	205	6
9	M	165	3,5	165	3,5	180	5	180	5
10	F	160	4	165	4	185	4,5	185	4,5
11	M	160	4,5	160	5	190	4,5	190	4,5
12	F	175	4	175	4	200	5	205	5
13	F	165	4,5	160	4,5	185	4	185	4
14	M	180	5	180	5	195	4,5	190	4,5
15	M	185	5	185	5,5	210	6	210	6
16	F	150	3,5	160	3,5	180	5	180	5
17	M	180	5	175	5	200	5,5	200	5,5
18	M	175	4,5	180	4,5	205	6	200	6
19	F	160	4,5	160	4	185	4,5	185	4,5
19	F	160	4,5	160	4	185	4,5	185	4,5
20	M	165	4	165	4	190	5	185	5
21	M	170	5	170	5	200	5,5	200	5,5
průměr		172,14	4,38	172,38	4,43	200,48	5,19	199,76	5,19
průměrný průřez (mm <sup>2</sup> )			15,28		15,63		21,43		21,43

Tab. 2 Přehled anatomických parametrů vzorků kadaverů.



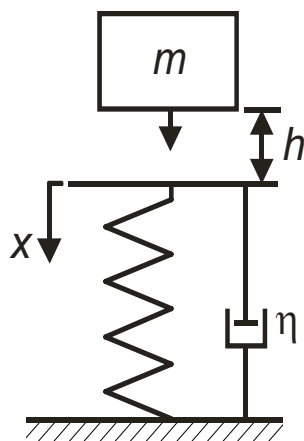
Tab. 3 a,b Porovnání délek a průřezů jednotlivých materiálů pro rekonstrukci LCA.

Vzorky byly zabaleny do gázy nasycené fyziologickým roztokem a uschovány v plastickém obalu, v aluminiové folii uvnitř plastické krabice za teploty  $-18^{\circ}\text{C}$  až do dne před měřením. Časové období úschovy fresh-frozen štěpů bylo 5 – 21 dní, průměrný čas 9,4 dne. Před mechanickým testováním byly vzorky vystaveny pozvolnému roztávání po dobu 24 hodin za teploty  $4^{\circ}\text{C}$ . Měření bylo prováděno za pokojové teploty  $21^{\circ}\text{C}$  po roztátí. Vzorky byly periodicky zvlhčovány fyziologickým roztokem, který byl rozstříkovan během celé doby testování.

## ▪ Metodika experimentální studie

Protože statický zatěžovací diagram nemůže obecně postihnout charakteristiky závislé od rychlosti zatěžování, je běžně užíváno cyklické zatěžování, jestli vztah mezi napětím a deformací závisí od rychlosti deformace resp. síly zatěžování. Pokud je biologický materiál opakovaně zatěžován, zatěžový diagram obvykle vytváří hysterese křivku, ale během takového cyklického zatěžování se křivka napětí versus deformace postupně posunuje k vyšším deformacím. Zatěžovací křivka se obvykle opakuje po 8-12 cyklech. Během cyklického testování se musí udržovat reversibilní rozsah zatěžovacích sil, navíc časový interval musí být dostatečně dlouhý pro obnovení základních vlastností materiálu v průběhu každého cyklu. Správný výběr testovacích parametrů je tedy základním požadavkem. Klíčovou nevýhodou této metody je také praktická nemožnost určení mezí pevnosti materiálu.

Z důvodu zabezpečení spolehlivé mechanické charakterisace studovaných šlach jako nosných prvků jsme navrhli nárazovou testovací metodu. V principu je metoda navržena tak, že se aplikuje rychlý nárůst zatěžovacích sil, které potom vytvářejí následné natažení šlarchy až k jejímu selhání. Měřením časové závislosti signálu rychlosti padajícího závaží nebo alternativně jeho zrychlení během nárazu, můžeme získat požadovanou informaci o časovém průběhu zatěžovacích sil, nárazové energii závaží, a také o časovém průběhu prodloužení vzorku. Schematický náčrt rázové zkoušky je uveden na Obr. 4. Testovaný vaz nebo šlacha jsou reprezentovány pružinou a paralelní tlumič representuje viskoelastický útlum materiálu.



Obr. 4 Schematický náčrt dynamického zatěžování

V případě šlachy jako testovaného prvku, tuhost pružiny se zvětšuje s prodloužením, z čeho plyne, že dynamický systém nemůže být popsán lineární diferenciální rovnicí. Rovnice pohybu padajícího závaží v momentu jeho nárazu má tvar [31,91]

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + \eta \frac{dx}{dt} + k(x)x = mg \quad (1)$$

kde  $m$  je hmotnost závaží;  $g$  je gravitační konstanta;  $k(x)$  je tuhost testovaného prvku a  $\eta$  je koeficient tlumení. Okrajové podmínky jsou definovány následovně

$$\begin{aligned} x &= 0 \\ \frac{dx}{dt} &= v = \sqrt{2gh} \quad \text{at } t = 0 \end{aligned} \quad (2)$$

kde  $h$  je výška nárazu. Hmotnost pohyblivé části zatěžovacího rámu je zanedbána.

Kvůli lepší představě časových závislostí jednotlivých mechanických veličin vytvoříme jednoduchý numerický model nárazového děje, kterým je možno simulovat chování se testovaných prvků včetně jejich nelinearity a viskoelastivity.

Obecně diferenciální rovnici padajícího závaží je možno vyjádřit následovně

$$\ddot{x} + 2\kappa\dot{x} + \omega^2 x + \omega_1^2 x^2 = g \quad (3)$$

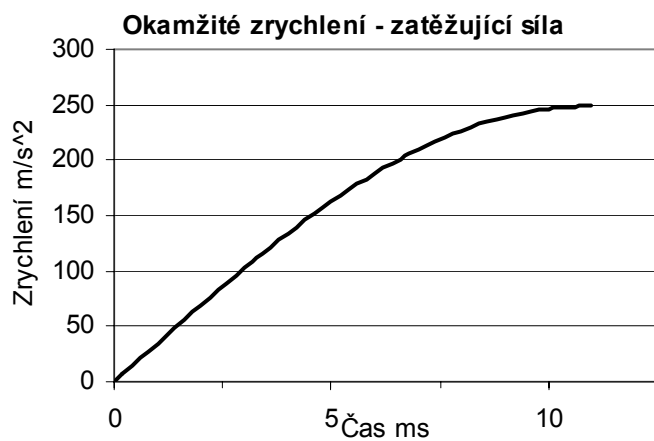
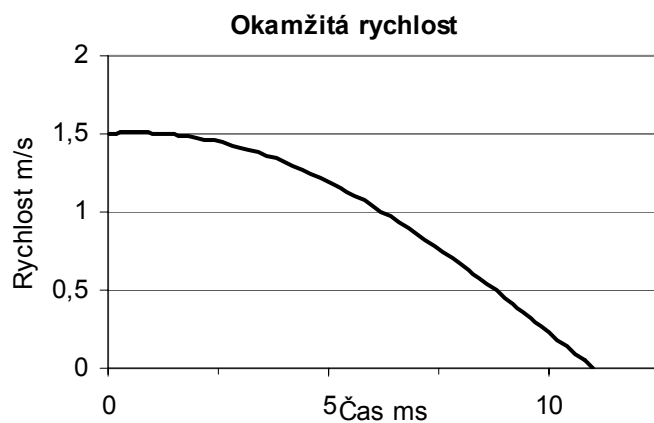
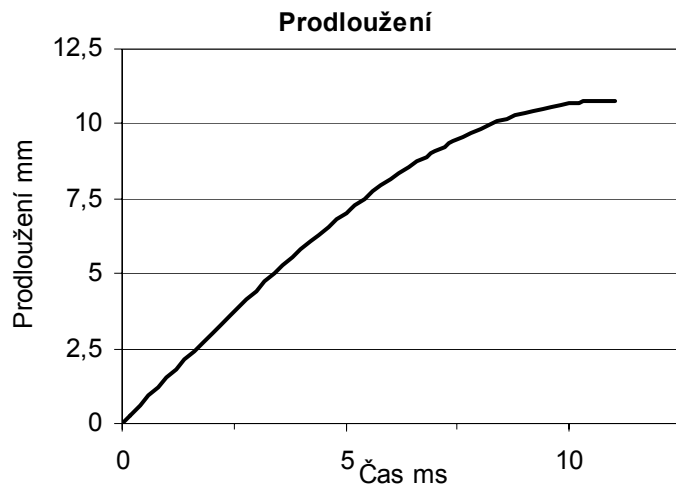
kde

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}}, \quad \omega_1 = \sqrt{\frac{\xi}{m}}, \quad \kappa = \frac{\eta}{2m}$$

Pokud předpokládáme, že síla, kterou je deformovaná (natahovaná) pružina – šlacha, se mění lineárně

$$F = -(k + \xi x)x \quad (4)$$

můžeme zadáním různých parametrů nelinearity vznikající poroelastickými vlastnostmi materiálu šlacha (parametr  $\omega_1$ , resp.  $\xi$ ) a též viskoelastického tlumení (parametr  $\eta$ , resp.  $\kappa$ ) modelovat průběh prodloužení šlacha a změnu rychlosti, resp. zrychlení padajícího závaží.

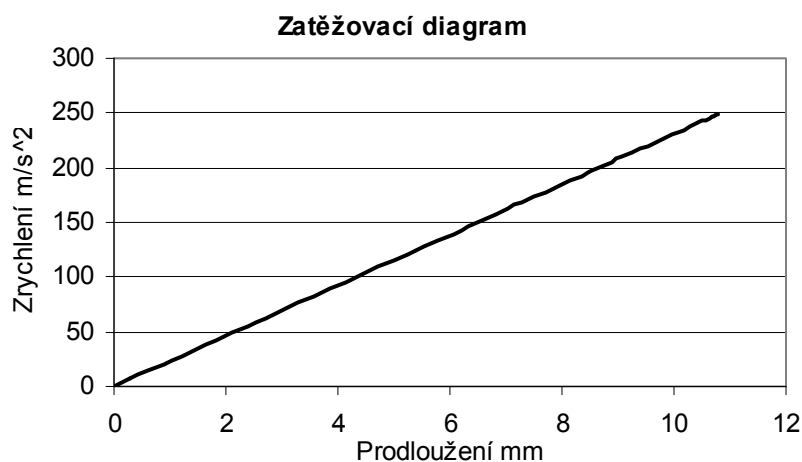


Obr. 5 Časová změna prodloužení testovaného prvku, změna rychlosti padajícího závaží a zpomalení tohoto závaží (úměrné zatěžující síle) pro případ lineárně elastického prvku

Zanedbáním tlumení  $\eta = 0$ , ale též poroelastické nelinearity  $\xi = 0$  modelujeme „klasický“ lineární materiál, přičemž jako tuhost, která je úměrná Youngovu modulu pružnosti, je vyjádřena ve veličině  $k$  (resp.  $\omega$ ). Na Obr. 5 jsou vykreslené pro tento případ časové závislosti prodloužení šlarchy (tj. také dráhy padajícího závaží v době nárazu), okamžité rychlosti závaží v průběhu nárazu a časová závislost zrychlení (resp. zpomalení) závaží v době nárazu. Protože se hmotnost závaží v průběhu nárazu (tj. natahování vzorku šlarchy) nemění, síla zatěžování šlarchy vyplývá ze zákona síly

$$F = m \cdot a \quad (5)$$

Protože experimentálně měříme časový průběh rychlosti padajícího závaží anebo závislost jeho zrychlení – zpomalení, jednoduchou numerickou integrací, resp. derivováním naměřené závislosti obdržíme reálný průběh prodloužení – deformace šlarchy, a též průběh zatěžovací síly  $F$ . Vzájemným vykreslením těchto dvou veličin dostaneme požadovaný zatěžovací diagram materiálu šlarchy (Obr. 6). Jak je vidět ze simulovaných závislostí, průběhy veličin přemístění, rychlosti a zrychlení jsou blízké sinusoidálnímu průběhu, přičemž jsou vzájemně fázově posunuté. Je to dáno skutečností, že ukázaný dynamický systém je blízký lineárnímu harmonickému oscilátoru bez tlumení.



Obr. 6 Zatěžovací diagram testovaného prvku při simulaci lineárně elastického materiálu

Jak je vidět z Obr. 6, zatěžovací diagram v tomto případě představuje lineární elastický materiál řídící se Hookovým zákonem. Pro lepší názornost jsme při uváděné simulaci nárazového děje zadávali hodnoty rychlosti padajícího závaží v okamžiku začátku nárazu  $v = 1,5 \text{ m/s}$ , tuhost měřeného vzorku šlarchy  $k = 3 \cdot 10^5 \text{ N/mm}$  a hmotnost padajícího závaží  $m = 15 \text{ kg}$ , tj. hodnoty blízké hodnotám reálně naměřeným při experimentech.

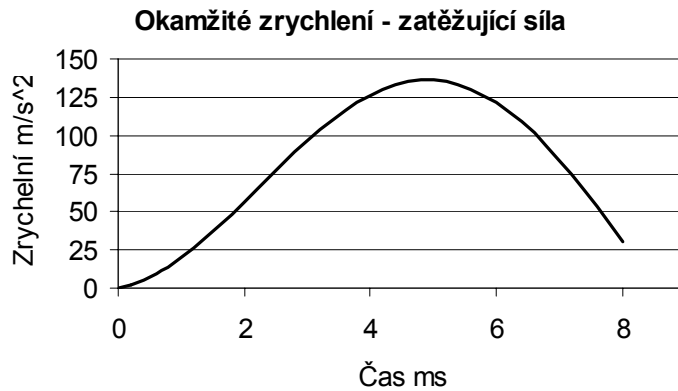
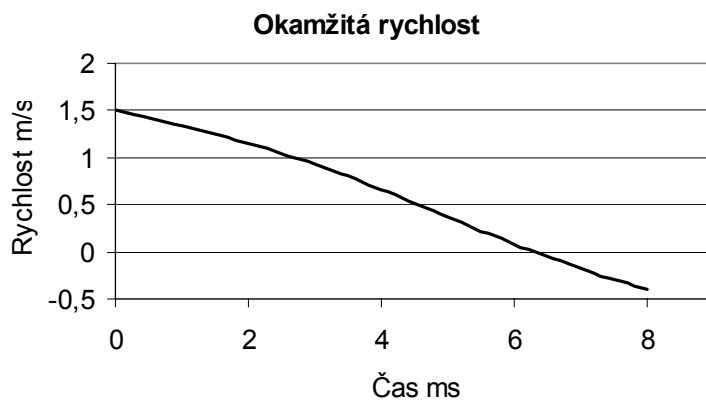
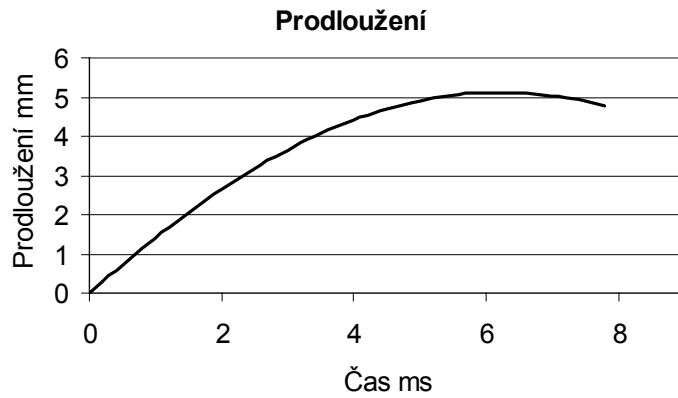
Další Obr. 7 ilustruje chování vzorků materiálu s výraznou poroelastickou nelinearitou a též viskoelasticitou (parametry  $\xi$  a  $\eta$ ). Pro numerickou simulaci byly znovu tyto parametry zvoleny tak, aby byly blízké hodnotám při experimentech.

Z vykreslených časových průběhů je vidět, že v tomto případě jsou veličiny přemístění, rychlosti a zrychlení v době nárazu vzájemně časově posunuté a liší se od sinusoidálního také tvary jejich průběhů. Zatěžovací diagram v tomto případě je značně nelineární, na začátku zatěžování je tuhost šlarchy malá, ale postupně s jejím natahováním vzrůstá.

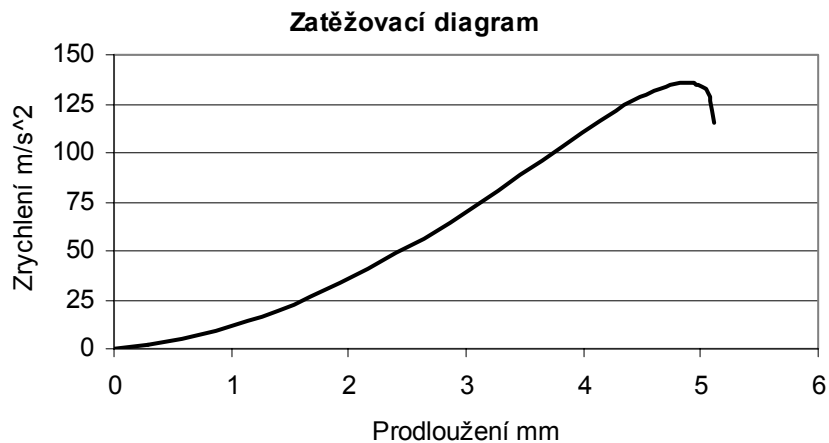
Další průběh diagramu je ovlivněný viskoelastickým tečením. Pokud zatěžující síla nepřesáhne hodnotu pevnosti šlarchy, vytvoří se hysterese křivka.

Experimentální měření na reálných vzorcích šlach, kterých výsledky jsou uvedeny v další části práce, ukázaly, že tyto vzorky se skutečně chovají z hlediska mechanického způsobem, který byl velmi blízký simulovaným závislostem.



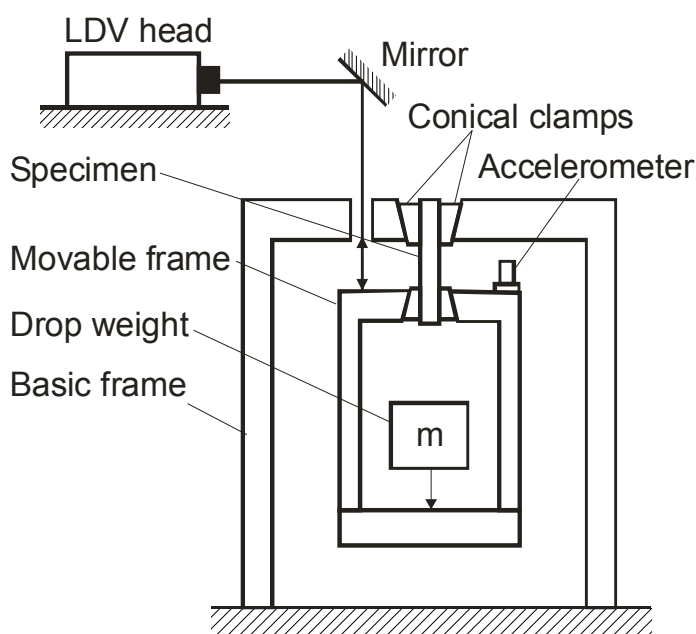


Obr. 7 Časové průběhy mechanických veličin při simulovaném nárazu na prvek s proelastickou nelinearitou a viskoelasticitou



Obr. 8 Simulovaný zatěžovací diagram nosného prvku, který je blízký reálnému prvku šlachy

Aby bylo možno realizovat navržené rázové zkoušky, bylo zkonstruováno rázové testovací zařízení. Základnou konstrukcí je rám, ve kterém je na jednom konci fixován vzorek (Obr. 9). Aby se zabránilo posunu tkání nebo selhání stiskem na rozhraní čelist – vzorek, byly použity speciálně vyrobené svorky.



Obr. 9 Konstrukce zařízení pro rázové zkoušky

Fixační svorky jsou klínovitě tvarované čelisti z oceli s drsným povrchem na kontaktních plochách. Ke snížení koncentrace napětí a pro zabránění vyklouzávání šlachy z čelistí držáku byl na jejich úchytné plochy přilepen smirkový papír. Tyto čelisti umožňují tkáním, aby byly fixovány odpovídajícím způsobem, aniž by došlo k jejich signifikantnímu poškození. Malý vertikální posun čelistí v konickém vodícím prostoru v průběhu zatěžování iniciuje tahová síla vzorku, přičemž se současně vytváří boční tlak čelistí na fixovanou šlachu. Identické konické úchyty jsou použity na dolním konci vzorku, kde se pohybují v rámci kónického vodícího prostoru pohyblivého rámu.

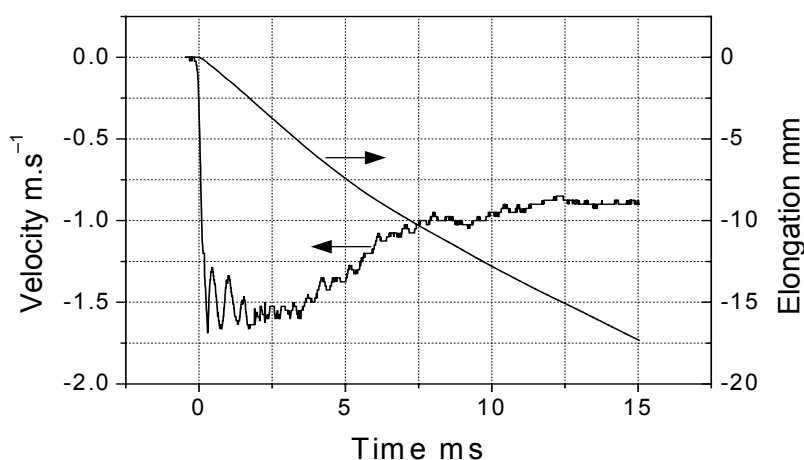
Před zkouškami byla určena maximální fixační síla konicky klouzajících čelistí, aniž by byla změněna základní biomechanická struktura a parametry testovaného materiálu. Nárazová síla při pádu závaží je přenášena na vzorek prostřednictvím závěsného rámu. V případě dvojitých a čtyřčetných vzorků hamstringů bylo jejich ohnutí (double loop) uchyceno v horním okraji testovacího zařízení. Horní svorka fixovala buď volné anebo šlachy s obrátkou nebo kostěné úchyty vzorků. Dolní svorka fixovala volné části šlachy a nebo kostěný úchyt vzorku. Vzdálenost mezi okraji úchytů se měnila od 30 mm do 80 mm.

Jak vyplývá z rovnice (3), průběžné měření časové závislosti posunu dolní čelisti nebo zrychlení rychlosti vertikálního pohybu při nárazu poskytuje kompletní informaci požadovanou pro vyhodnocení zatěžovacího diagramu šlachy. Pro tyto účely bylo použito měření zrychlení (zpomalení) pomocí piezoelektrického akcelerometru a současně naměřené signály byly korelovány s měřením změn (průběhu) rychlosti dopadajícího závaží pomocí zařízení Polytec OFV-302 Laser Doppler Vibrometer (LDV). Laserový vibrometr měří pohyb čelistí v pohyblivém závěsném rámu bezkontaktně. Použití obou zařízení současně není v principu nutné, ale zaznamenávané signály mohou být takto porovnány a spolehlivěji a přesněji vyhodnoceny.

Přestože laserový dopplerovský vibrometr byl vyvinut jako zařízení pro měření vibrací, měřicí princip umožňuje, aby byl sensor použit k detekování časového průběhu rychlosti také v případě jednorázových dějů. Při experimentech byl použit heterodynní laserový dopplerovský vibrometr Polytec - interferometrická hlava OFV-

302 spolu s kontrolérem OFV-2601. V experimentu nepřesáhly rychlosti nárazu závaží 1.5 m/s, což je hodnota v rozsahu měření přístroje.

Obr.10 ukazuje ilustrační příklad typického časového průběhu pohyblivé čelisti vzorku jako signál laserového dopplerovského vibrometru, který byl zaznamenán v experimentu se šlachou m. semitendinosus. Je zde možno vidět, že přenos kinetické energie do systému je doprovázen určitým zvlněním (rippling) superimponovaným na zaznamenávaný signál. Je to následek vlastních kmitů zavěšeného rámu. Rippling effect můžeme potlačit výběrem vhodného mechanického tlumení nárazového kontaktu nebo numerickou filtrací a vyhlazením původního signálu při jeho digitálním zpracování. Vzhledem k tomu, že se signály musí při jejich zpracování také diferencovat, abychom získali průběh sil brzdění, jako nejvhodnější postup se ukázala být interpolace kubickými splajny. Graf také ukazuje křivku prodloužení vzorku, jak byla získána numerickou integrací.



Obr. 10 Záznam průběhu rychlosti a prodloužení šlachy m. gracilis při posunu dolní čelisti

Z hlediska praktické zkušenosti, aplikace vibrometrického systému se ukázala jako výhodnější v porovnání se standardním piezoelektrickým akcelerometrem s ohledem na potlačení vysokofrekvenčního šumu signálu zrychlení, který vzniká při nárazu v konstrukci zátěžného rámu. Primární signály, jak akcelerace, tak rychlosti, byly zaznamenávány v digitální formě na dvoukanálovém osciloskopu. Následně byly

přeneseny tyto záznamy do PC a numericky integrovány a/nebo derivovány pro vyhodnocení časových průběhů zrychlení (zpomalení) a přemístění dolní úchytné čelisti se vzorkem.

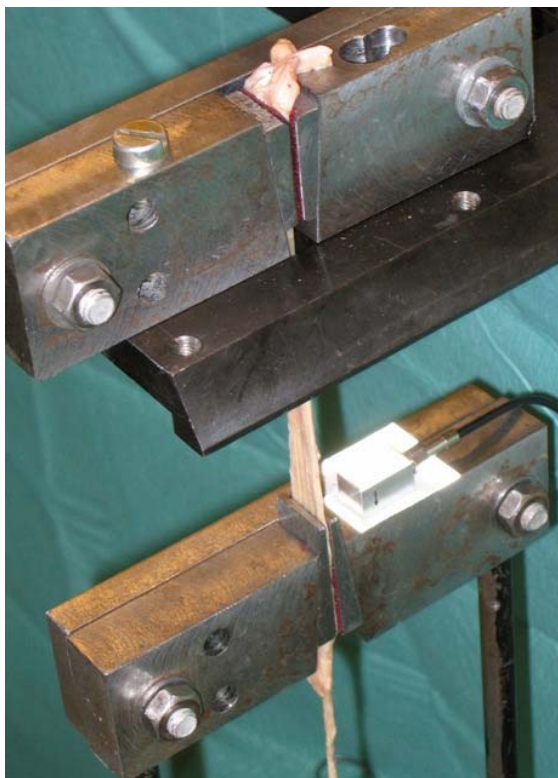
Pokud známe setrvační hmotnost pohyblivého rámu a padajícího závaží, můžeme pomocí zrychlení jednoduše vyčíslit brzdící sílu působící na vzorku šlachy. Navíc může být také identifikována hodnota energie dopadajícího závaží. Tímto způsobem, aplikací pouze jednoho sensoru na měření dynamiky rázového procesu, obdržíme dostatek informací k vyhodnocení zatěžovacího diagramu šlach, dokonce i pro případ vysoce nelineárních vlastností materiálu. Kromě toho, výhodou takového jednoduchého zařízení je možnost změny výšky pádu a hmotnosti závaží, což umožňuje aplikovat různé zátěžové rychlosti, a také měnit celkové množství energie nárazu. Obecný pohled na kompletní zařízení je představen na Obr. 11 a Obr. 12; Obr. 13 ukazuje závěs pohyblivého rámu na šlachu. Další fotografie na Obr. 14 a, b; Obr. 15 a,b a Obr. 16 ilustrují jednotlivé komponenty a konstrukční detaily testovacího zařízení s padajícím závažím, tak jak byly navrženy a realizovány při experimentálních zkouškách.



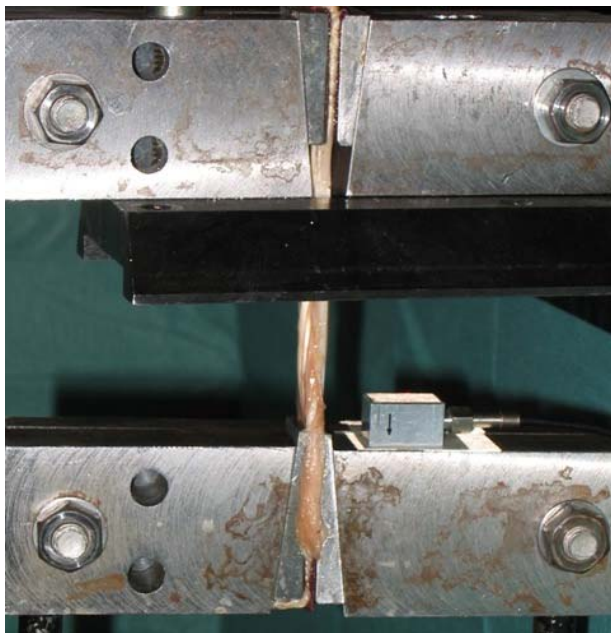
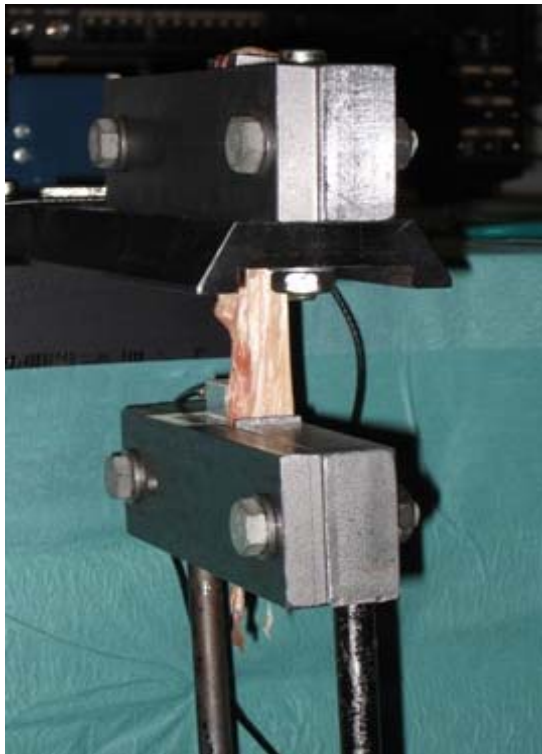
Obr. 11 Kompletní pohled na měřící sestavu



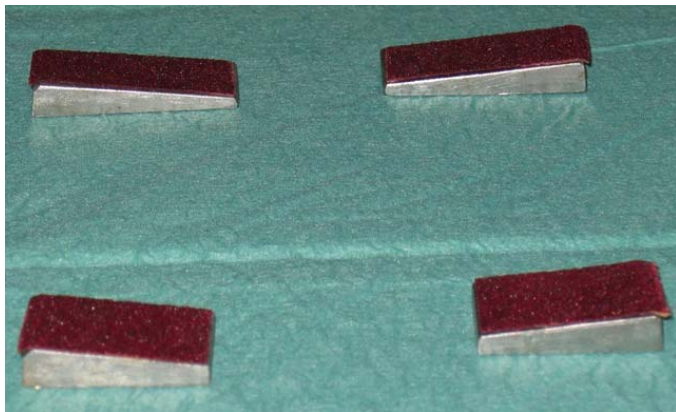
Obr. 12 Kompletní pohled na měřící sestavu spolu s pohyblivou částí zatěžovacího zařízení



Obr. 13 Zavěšení pohyblivé části (rámu) na vzorek šlachy při měření



Obr. 14 a,b Princip měření a technické detaily uchycení vzorků do konických svorek



Obr. 15 a,b Technické detaily konických svorek s drsným uchyťovacím povrchem



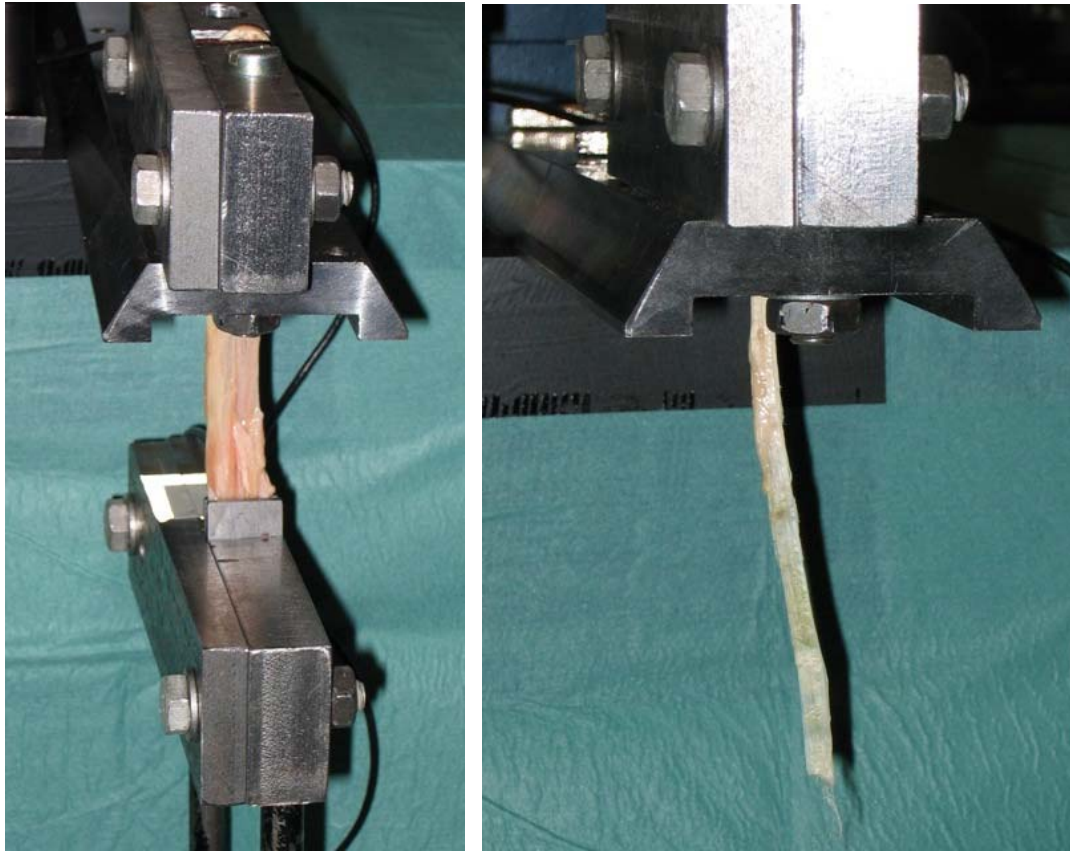
Obr. 16 Měřící hlavice laserového dopplerovského vibrometru (LDV), kterým se bezkontaktně snímá pohyb zatěžovacího rámu při nárazu padajícího závaží



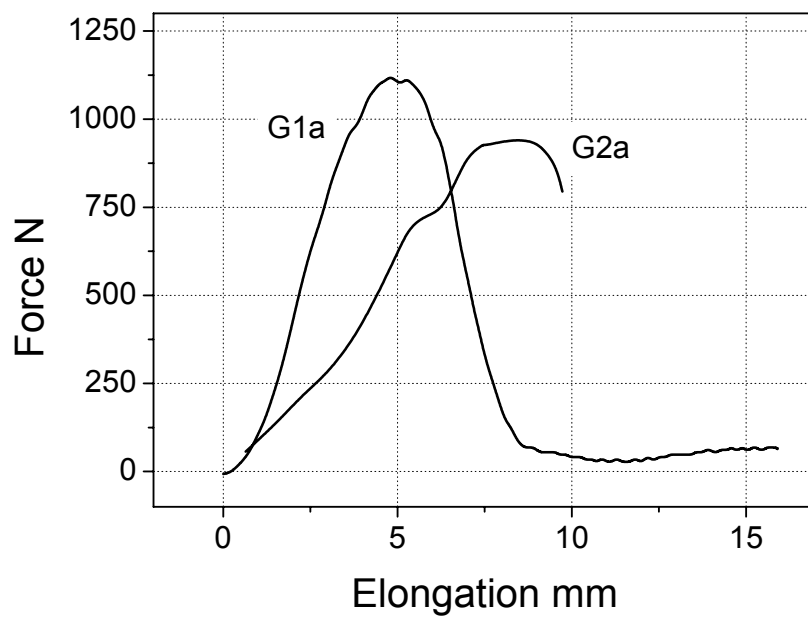
## VÝSLEDKY

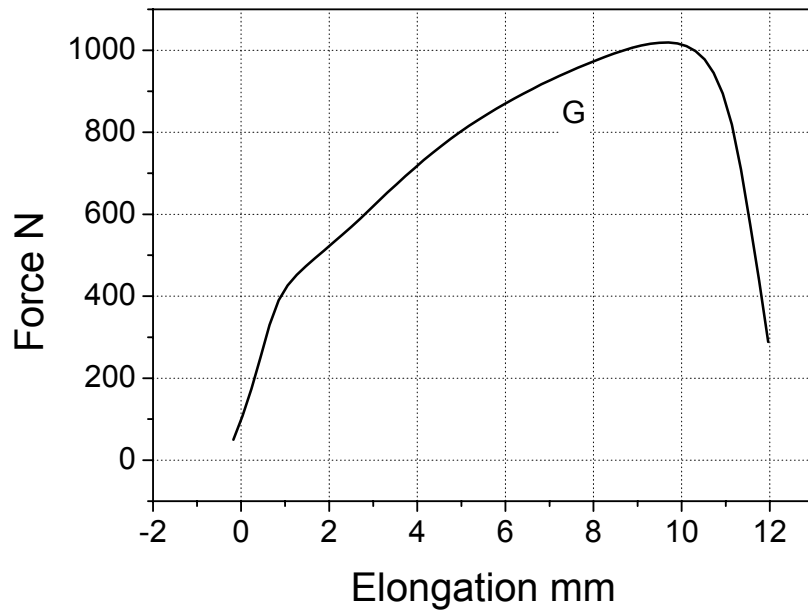
V průběhu experimentálního testování jednotlivých vzorků vaziv byly postupně měřeny různé typy šlach jak jednotlivě, tak také v jejich vzájemných kombinacích. Jak již bylo řečeno, za základní charakteristiku šlach jako nosných elementů z hlediska mechanických vlastností můžeme považovat zatěžovací diagram. Ze vzájemné závislosti prodloužení a působící síly můžeme vypočítat nejen maximální pevnost šlachy, ale také její tuhost a také přibližné meze, kde již zatěžovací proces začíná být ireversibilní a z hlediska organismu vede k trvalému poškození tkáně, přičemž šlacha jako nosný prvek začíná degradovat. V následujícím textu jsou postupně uvedeny zpracované výsledky testů, které se podařilo získat pro jednotlivé typy šlach. Spolu s tím jsou pro každý typ šlachy uváděny fotografie jednoho ze zkoušených vzorků před zatížením a po jeho natažení resp. roztržení.

- Test šlachy m. gracilis (G)



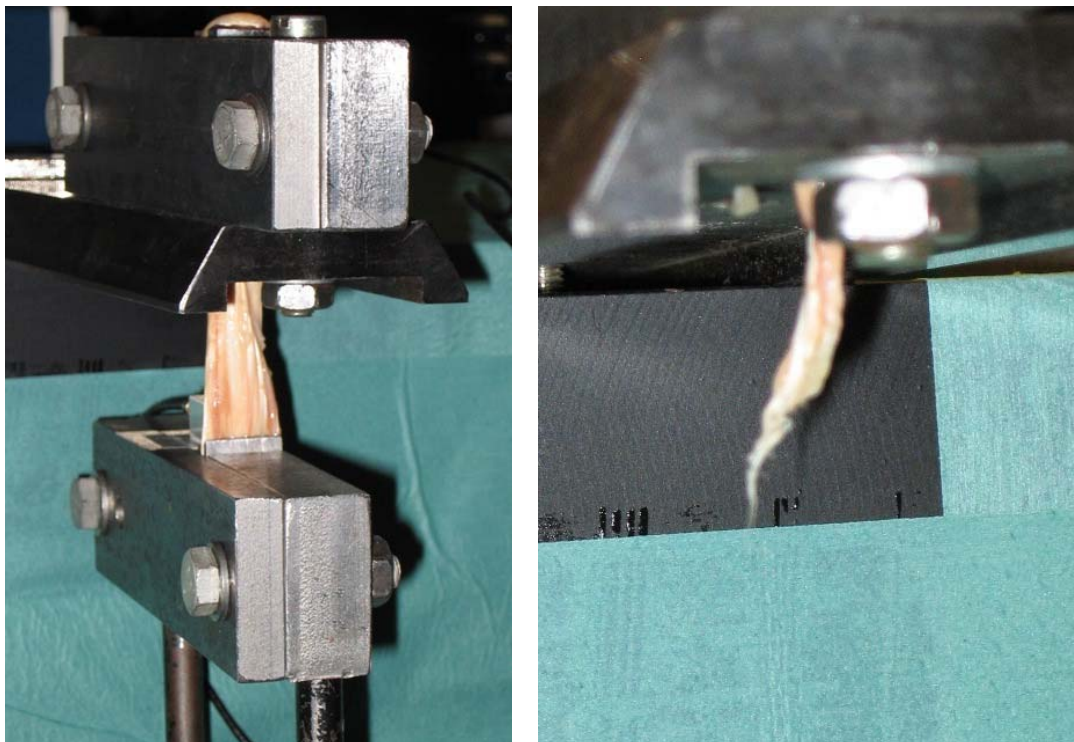
Obr. 17 a,b Test šlachy m. gracilis



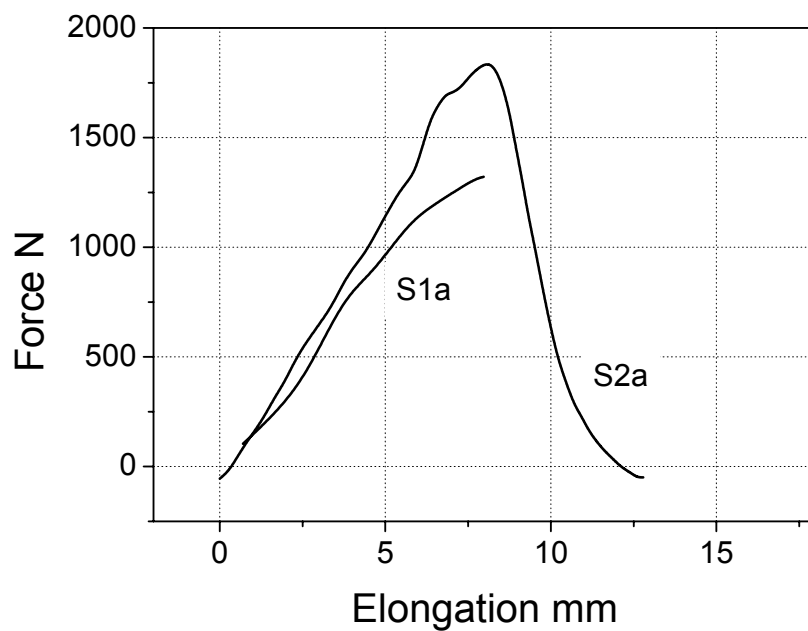


Obr. 18 a,b Naměřené zatěžovací diagramy vybraných individuálních vzorků šlachy m. gracilis

- Test šlachy m. semitendinosus (ST)

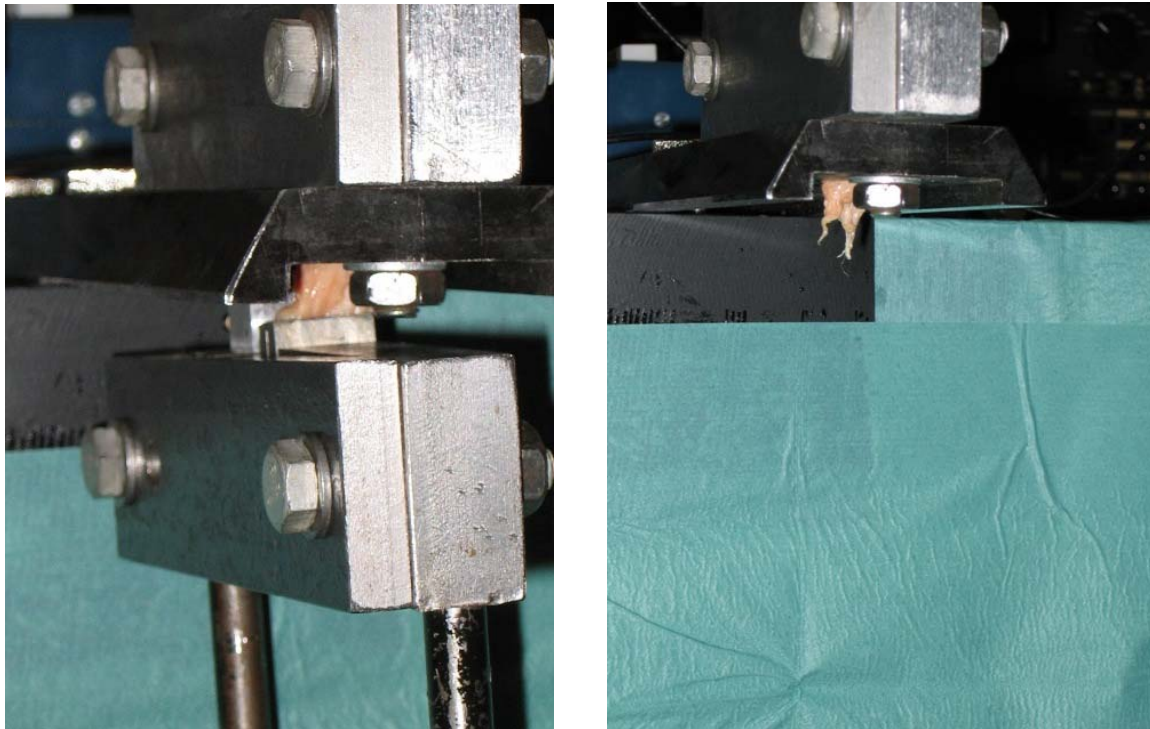


Obr. 19 a,b Test šlachy m. semitendinosus

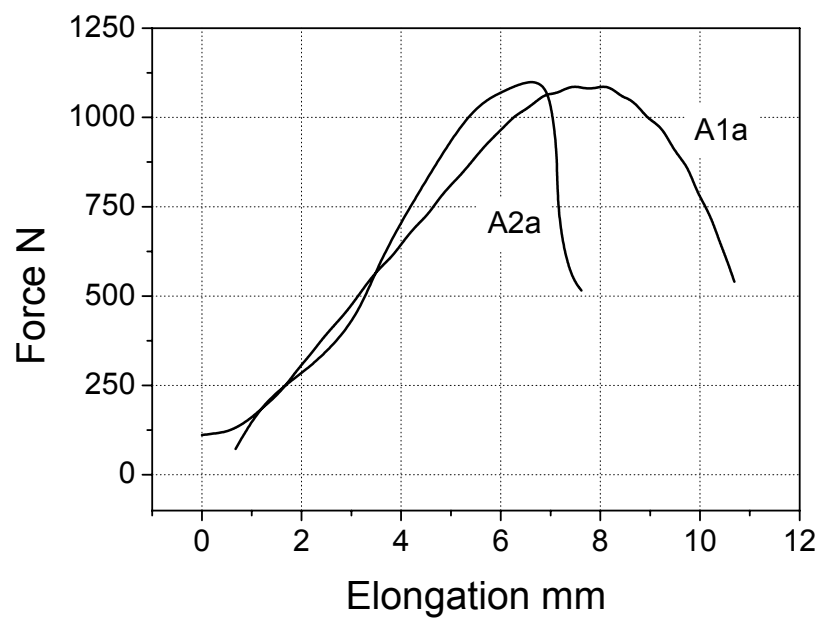


Obr. 20 Zatěžovací diagram vybraných individuálních vzorků šlachy m. semitendinosus

- Test originálního předního zkříženého vazy (LCA)

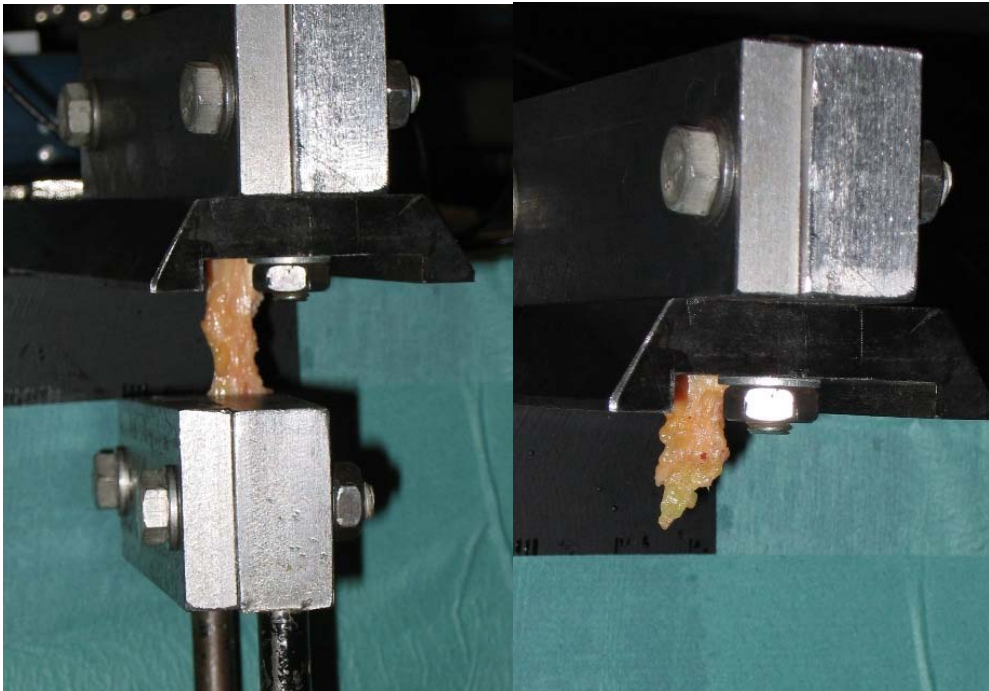


Obr. 21 a,b Test originálního LCA

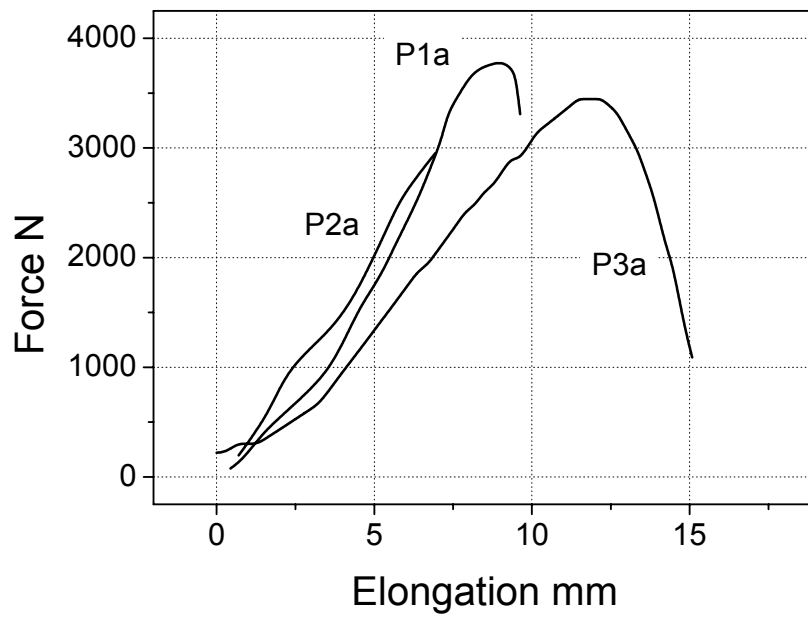


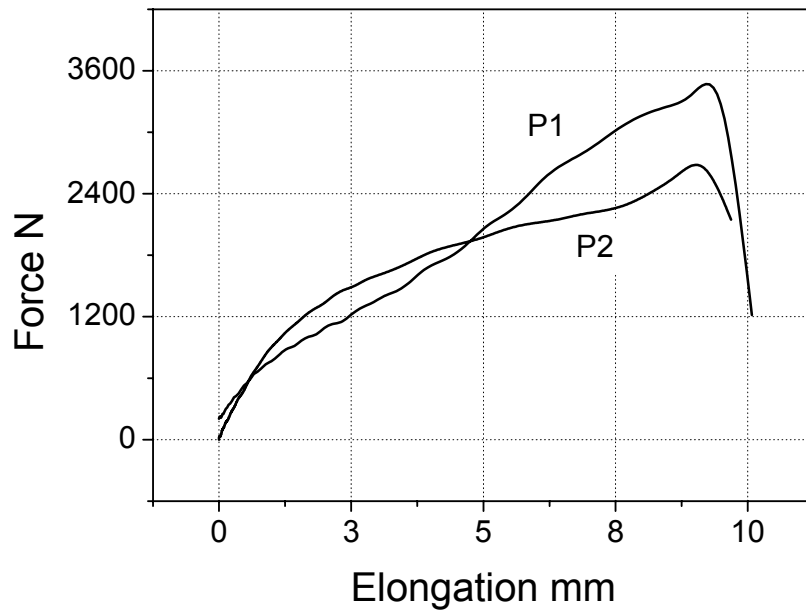
Obr. 22 Zatěžovací diagram dvou vybraných individuálních vzorků originálního LCA

- Test ligamentum patellae (BPTB)



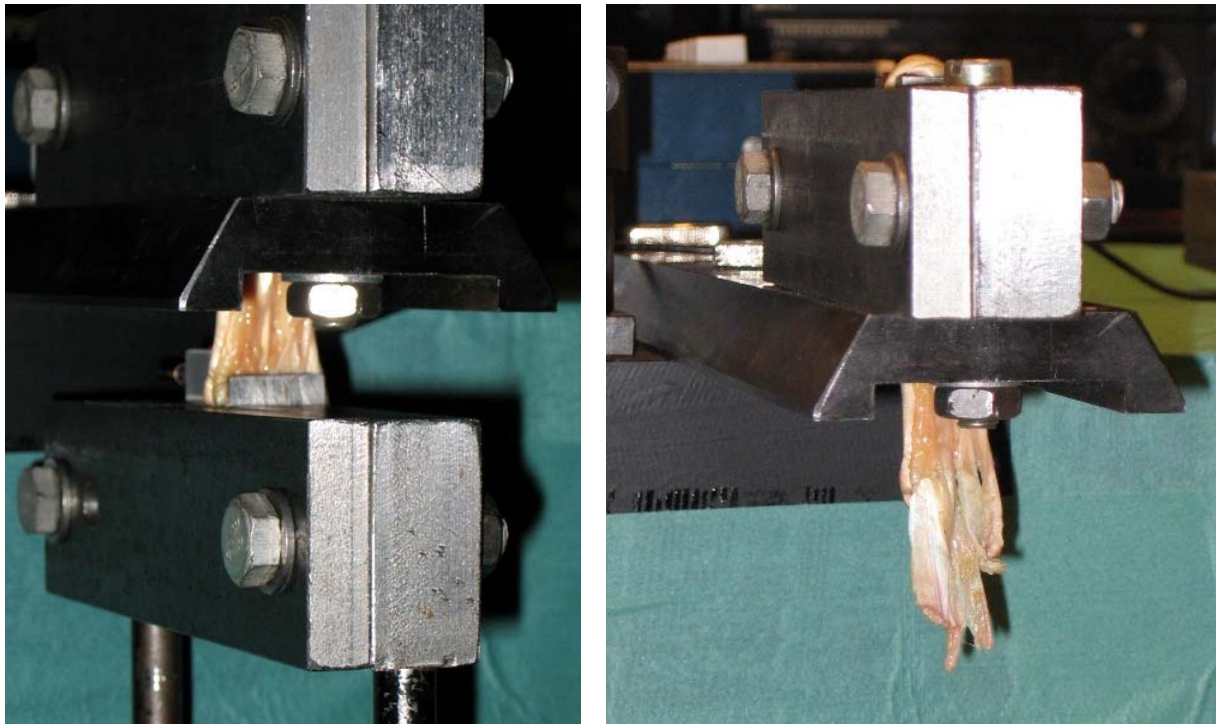
Obr. 23 a,b Test ligamentum patellae



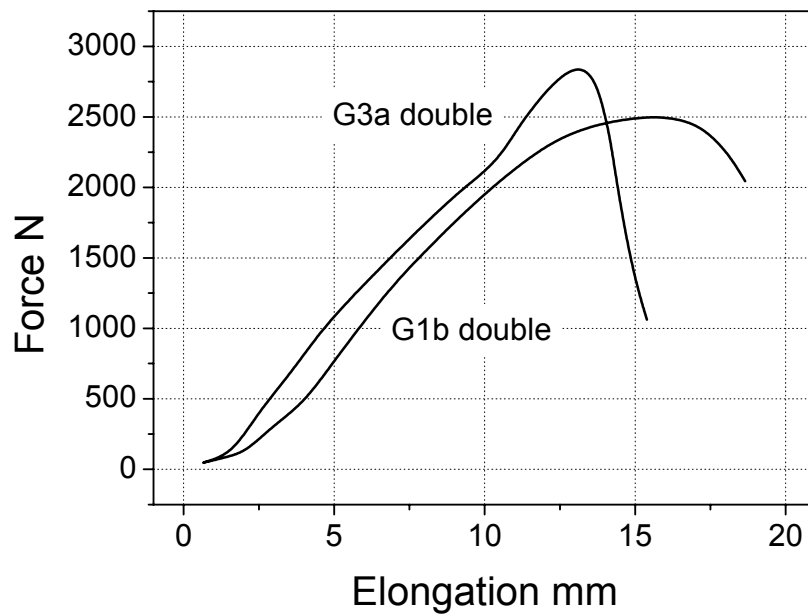


Obr. 24 a,b Naměřené zatěžovací diagramy vybraných vzorků ligamentum patellae ze dvou serií experimentů

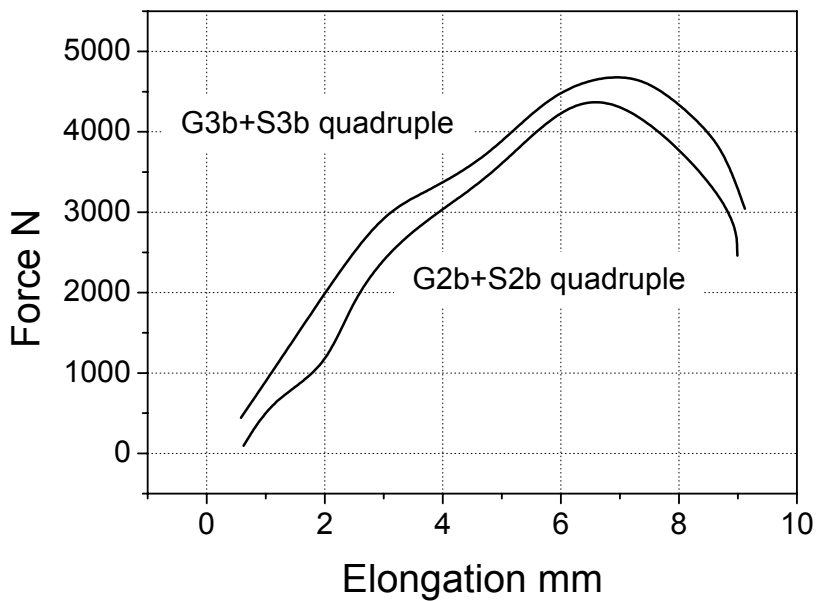
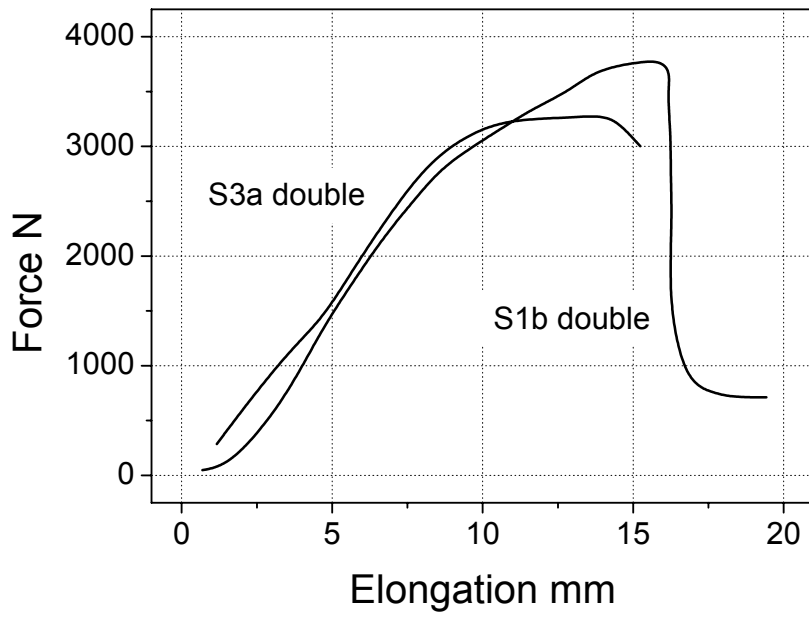
- Test šlach m. gracilis a m. semitendinosus (STG)



Obr. 25 a,b Test šlach hamstringů – m. semitendinosus a m. gracilis







Obr. 26 a,b,c Naměřené zatěžovací diagramy zdvojených vzorků šlach m. gracilis (G1b, G3a), m. semitendinosus (S1b, S3a) a čtyřnásobné vzorky m. gracilis + m. semitendinosus (G3b+S3b, G2b+S2b).

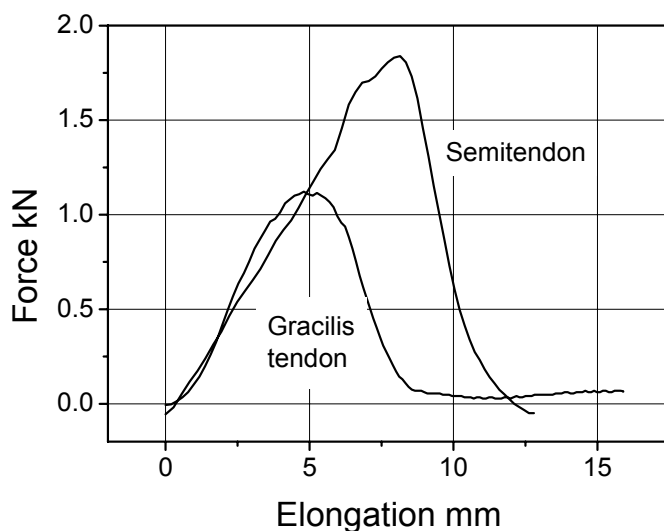
Přehled vyhodnocených měřených vzorků (ukázka ze souboru n=21 párových měření) je uveden v Tab. 4 spolu se základními údaji o každém vzorku a podmínkách zkoušky.

Tab. 4 Základní údaje o měřených vzorcích (ukázka z přehledu souboru n=21 )

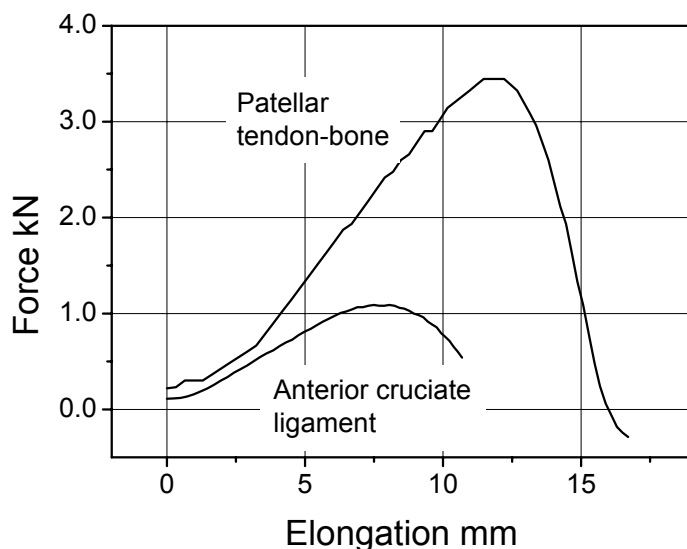
vzorek		měření	délka [mm]	šířka [mm]	hloubka [mm]	výška pádu [mm] (cca)	trvalé prodloužení [mm]	poznámka	soubor
1931									
A1	a	1	25	15	2	50		přetržená	A1a.sht
	b								
P1	a	1	41	19	6	100		přetržená	P1a.sht
	b								
G1	a	1	97	5	3	100	103	nepřetržená	G1a.sht
		2	103	5	3	100		nepřetržená	G1a-2.sht
	double b	1	82	13	2,3	50		přetržená	G1b.sht
S1	a	1	91	7	3	50	106	nepřetržená	S1a.sht
		2	106	7	3	50		přetržená	S1a-2.sht
	double b	1	62	15	7	50			přetržená
1954									
A2	a	1	26	9	2	50			A2a.sht
	b								
P2	a	1	50	19	10,5	100		vyvléknutá	P2a-1.sht
		2	34	19	10	100		nepřetržená	P2a-2.sht
	b								
G2	a	1	47	5,5	2,2	50		přetržená	G2a.sht
	Gb+Sb quadruple	1	44	18	6	100		přetržená	G2bS2b.sht
S2	a	1	63	8	3,5	100		přetržená	S2a.sht
1923									
A3	a	1	30	11	2,5	50			A3a.sht
	b								
P3	a	1	37	19	5,5	100		přetržená	P3a.sht
	b								
G3	double a	1	31	9	4,5	70		přetržená	G3a.sht
	Gb+Sb quadruple	1	61	16	5	100		přetržená	G3bS3b.sht
S3	double a	1	68	19	3,5	100		přetržená	S3a.sht

## ▪ Přehled finálních výsledků

Obr. 27 a Obr. 28 ukazují typické dynamické zátěžové diagramy šlach různých typů a jejich vzájemné porovnání. Elastický modul, který je přímo úměrný tuhosti vzorku může být vyjádřen jako sklon v daném bodu křivky zatěžovacího diagramu. Na začátku zatěžování se zvětšují zatěžovací síly, tuhost se zvětšuje taktéž. Za normálních přírodních podmínek napětí šlachy nesmí přesáhnout nominální lineární oblast, když se má vyhnout irreversibilním změnám. Proto je maximální pevnost materiálu definována jako maximální odpor vůči tahové zatěžovací síle. Tuhost je definována v N/mm jako odpor vůči prodloužení v oblasti lineární závislosti. Na rozdíl od závislosti napětí vs. poměrná deformace a také modulu pružnosti, hodnoty meze pevnosti i tuhost materiálu (vzorku) jsou úměrné příčnému průřezu vzorku. Parametr tuhosti se tedy může měnit dle vzorku šlachy.



Obr. 27 Typické průběhy dynamické zátěžové síly versus prodloužení vzorků šlachy m. gracilis a m. semitendinosus a jejich vzájemné porovnání.



Obr. 28 Průběhy dynamických zatěžovacích sil versus prodloužení pro šlachy PTB a originálního LCA

Tab. 5 sumarizuje zprůměrované hodnoty měření maximální pevnosti, tuhosti v lineární oblasti a také maximální napětí pro různé typy šlach.

LCA vzorek	Počet pruhů	Max.zatížení N	Tuhost N/mm	Max. napětí Mpa
A = LCA	jednočetný	1246±243	182	41.3±8.1
P = BPTB	jednočetný	3855±550	364	40.6±7.1
G = gracilis	jednočetný	925±127	354	95.1±13.1
	dvojčetný	2573±496	432	90.3±17.4
S = semitendinosus	jednočetný	2050±159	224	88.7±7.8
	dvojčetný	3395±592	487	82.6±14.4
G – S	čtyřčetný	4546±1500	490	70.6±23.3

Tab. 5 Maximální napětí a maximální síla (tahová pevnost) měřených vzorků

Všechny vzorky byly tedy měřeny na jejich odezvu při dynamické tahové zátěži. Kromě absolutních hodnot byly také určovány maximální hodnoty síly a přepočteny na odpovídající průřez vzorku. Originální LCA ukázaly průměrnou maximální zátěž (pevnost v tahu) 1246±243 N při průřezu asi 30 mm<sup>2</sup> (maximální

napětí 41.3 MPa), pruhy BPTB vykazovaly hodnoty  $3855 \pm 550$  N při průřezu  $80 \text{ mm}^2$  (maximální napětí 40.6 MPa), šlachy hamstringů - m. gracilis vykázaly  $925 \pm 127$  N při průřezu  $10 \text{ mm}^2$  (maximální napětí 95.1.MPa) a šlacha m. semitendinosus vykazala výsledek  $2050 \pm 159$  N při průřezu  $20 \text{ mm}^2$  (maximální napětí 88.7 MPa). Protože geometrické rozměry u většiny vzorků v dané kategorii spadají do relativně úzkého intervalu – zvláště jejich příčné rozměry – maximální tahová síla před selháním nebyla signifikantně rozdílná. Limit prodloužení – maximální poměrná deformace před skutečným selháním – byla asi 20% pro všechny druhy.

Kromě jednoduchých elementů v tabulce jsou uváděny také maximální hodnoty dvoj- a čtyřčetných pruhů. Je možno vidět, že tahová síla na jednotkový průřez se přibližuje hodnotám jednoho pruhu vzorků. Nevýznamné snížení maximálních hodnot při vícenásobných pruzích je evidentně způsobeno sice dobrou, ale ne zcela ideální fixací vzorku, při které i malé vyklouznutí vzorku z jeho uchycení čelistmi zapříčiňuje snížení vypočtených hodnot. Dle našeho názoru to může být jediný faktor, který způsobuje uváděný efekt.

## DISKUSE

Současné literární zdroje nenabízejí dostatečně signifikantní rozdíly klinických výsledků mezi použitím autograftů BPTB nebo hamstringů. Ani metaanalýsy různých provedených studií nenašly statistické rozdíly hodnocených dotazníků (questionnaires) [33,90]. Například Frank a Jackson [25] uvádějí, že „klinická srovnání ukázala, že BPTB štěpy i hamstringy mají obdobnou efektivitu u dospělých, pouze s malými odchylkami v otázkách stability kolene a svalové síly“.

Stále přetrvává mnoho nejasností a kontroverzních názorů, který z možných druhů biologických materiálů je vhodný pro rekonstrukci LCA. Tyto názory se ještě více zvýrazní, pokud se týkají reoperací po primárních plastikách [77]. Z toho vyplývá, že v přítomné době neexistuje spolehlivý konsensus o optimální operační technice pro tyto indikace. V klinické praxi pak přistupují i další faktory, které více či méně ovlivňují úspěch operativy jsou např. výběr pacientů, operační technika, operační přístup, a konečně postoperační rehabilitační program, předpokládané cíle a možnost finálního zatížení. Podíl všech těchto aspektů a míru jejich odlišení na výsledku operace lze stěží určit.

Kritickým faktorem pro úspěšnou rekonstrukci LCA je výběr štěpu. Biomechanické vlastnosti dle názoru chirurgů silně ovlivňují výběr štěpů [4,11,34,59,79]. Při tom existuje mnoho individuálních faktorů, které ovlivňují výsledky LCA rekonstrukce. Ty mohou být zaměřeny na předpětí štěpu, napětí a techniku fixace [3,26] atd.

Tato studie představuje poprvé měření biomechanických vlastností náhrad předního zkříženého vazy použitím laserového dopplerovského vibrometru. Ve studii bylo zhodnoceno mechanické chování dvou typů šlach hamstringů při biomechanickém testování, které zahrnovalo dynamické rázové zatížení a tahovou pevnost. Jak jsme již konstatovali, předchozí studie mechanických vlastností ligamentum patellae a šlach hamstringů byly zaměřeny hlavně na studium meze pevnosti vzorků nebo na měření odpovědi tkáně štěpu vůči tahovému napětí při malých rychlostech zatěžování nebo při cyklickém zatěžování.

Aby bylo možno se vyhnout nesrovnalostem a získat spolehlivé porovnatelné výsledky, je nutno brát na vědomí některé důležité faktory. Přestože výsledky testování mají klinickou hodnotu, musí být věnována pozornost při literární interpretaci. Rozdílný věk kadaverosních tkání, testovací poloha a sklon štěpů, variety v aplikaci zátěžových sil, ale také technické odlišnosti až problémy uchycení vzorků ve svorkách při měření způsobuje obtížnost ve srovnání výsledků různých studií. Navíc z klinického hlediska ovlivňují úspěšnost implantace štěpu takové faktory jako pevnost fixace, nekrosa a remodelace kosti, přičemž data popisující sílu štěpu se týkají pouze iniciální fáze po implantaci a nezahrnují proces biointegrace do organismu a biologickou přestavbu štěpu.

Zkušební metoda, která byla vyvinuta pro předkládanou studii, umožňuje měření jednotlivých pruhů originálního LCA a BPTB. Hamstringy – m. gracilis a m. semitendinosus - byly měřeny v podobě jedno- nebo dvojčetného pruhu, kdy byla otočka umístěna kolem horního okraje horní svorky. Tatáž kombinace dvou otoček m. gracilis a m. semitendinosus byla použita pro měření čtyřčetného pruhu. Oba volné párové konce šlach byly zajištěny v dolní svorce. Ve všech případech bylo napětí rovnoměrné, rovněž fixace do svorek. Dle naší zkušenosti tato procedura zabezpečovala rovnoměrné napětí na každém pruhu, takže při zatěžovací zkoušce bylo možno každý pruh stejně zatížit. Tento způsob byl také použit k volnému zatížení pruhu m. gracilis a m. semitendinosus, kdy byly takto rovnoměrně zatíženy a utěsněny v dolní svorce. Ve všech případech bylo stejné napětí udržováno stejnými podmínkami hmotnosti kovového nosiče pro dolní svorku. Při zkoušce bylo tahové napětí realizováno rázem padajícího závaží působením na dolní konec, pro všechny druhy pruhů.

Vlastní upevnění tkání v čelistích je důležitým faktorem pro správnou interpretaci naměřených výsledků. Hlavní výhodou klínových svorek použitých v experimentu je, že umožňují kontinuální přísátí tlaku svorek pouze s minimem tkání distálně při kompresi mezi jednotlivými plochami oboustranné svorky. Tak je možno snížit šanci neúspěchu na rozhraní svorka - šlacha. Navíc použití smirkového papíru v technice uchycení měkkých tkání je odpovídající a poskytuje konzistentní a přesné výsledky. Přesná síla napětí a zatížení štěpu může být měřena pouze, když dojde

k poruše materiálu vzorku mezi horní a dolní svorkou. Když se trhлина (selhání) objeví na místě fixace, může to způsobit nespolehlivost ve výsledcích měření.

Biomechanické testování různých variant náhrad LCA bylo již dobře zdokumentováno. Noyes [62], Hamner [34] a Woo [86] pojednávají v jedněch z nejčastěji citovaných pracích o biomechanických vlastnostech LCA náhrad a o uniaxiálním testování. Tyto práce potvrzují, že čtyřčetný pruh *m. gracilis* a *m. semitendinosus* má zhruba o 250 procent větší pevnost než originální vaz.

V jedné z hlavních studií Noyese et al. [62] se popisují strukturální a mechanické vlastnosti normálního LCA a různých typů náhrad. Konečná síla pevnost (ultimate tensile strength) a tuhost (stiffness) originálního LCA činí 1725 N, resp. 182 M/mm. Ve srovnání s tímto měla střední třetina BPTB štěpu o šířce 13,8 mm pevnost o 168% větší a téměř čtyřnásobnou tuhost oproti původnímu LCA. Cooper [19] změřil pevnost BPTB štěpu o šířce 10mm v úrovni 2977 N, což je o něco málo více nežli 2900 N zjištěných Noyesem pro 14mm štěp. Z těchto odchylek je vidět rozdíl vznikající pravděpodobně odlišností uchycení štěpů ve svorkách nebo jejich designem. McKernan zjistil pevnost 10 mm BPTB štěpu 2646 N [54].

Z hlediska šlach hamstringů došlo k postupnému vývoji použití samostatných pruhů *m. semitendinosus* nebo *m. gracilis*, přes jejich zdvojený průběh až po kombinaci smyčky čítající čtyři pruhy obou šlach zároveň. Noyes uvádí pevnost samostatné šlachy *m. gracilis* 838 N, resp. *m. semitendinosus* 1216 N [62], zatímco čtyřčetný pruh štěpů má maximální napětí (ultimate tensile load) až 4108 N, což představuje až trojnásobný nárůst oproti originálnímu LCA [1]. Tento čtyřčetný pruh hamstringů má pevnost 807 N [36], tedy až trojnásobnou oproti originálnímu LCA a téměř dvojnásobnou proti BPTB štěpu o šířce 10mm [11,62]. Dle údajů McKernana [54] byly hodnoty samostatných pruhů *m. semitendinosus* 1216 N (70%) a *m. gracilis* 838 N (49%) ve vztahu k BPTB štěpu. Pokud tyto hodnoty jsou kombinovány, dosahuje zatížení před selháním 119% originálního LCA. Čtyřčetný *m. semitendinosus* nebo kombinace zdvojených *m. semitendinosus* a *m. gracilis* přesahuje 3560 N, resp. 4108 N, což činí 206% až 238% oproti originálnímu LCA [34,62]. Hamner potvrzuje, že pokud je šlacha hamstringu zdvojena, jeho pevnost je přibližně také zdvojena.



Rowden uvádí [77] ve studii, kdy bylo použito kadaverů mladších než 42 let, že maximální pevnost (ultimate tensile strength) byla  $2195 \pm 427$  N, a tuhost  $06 \pm 80$  N/mm původního LCA. V případě rekonstrukce BPTB činila maximální pevnost  $416 \pm 66$  N. Při použití čtyřčetného pruhu semitendinosu byla maximální pevnost  $612 \pm 73$  N, což je signifikantně vyšší nežli u BPTB. Tuhost se významně nelišila u obou materiálů a činila  $47 \pm 19$  N/mm. Dle této studie činí maximální síla napětí rekonstruovaných kolen pouze 20-30% oproti původnímu LCA. Naproti tomu pevnost u hamstringů je cca o 50% vyšší nežli u BPTB.

V Hamnerově studii [34] se uvádí, že mnohočetný pruh hamstringů o rovnoměrném napětí má vyšší vlastnosti tahové pevnosti nežli BPTB. V této studii nebyly používány pletené pruhy. Rovněž bylo zaznamenáno, že štěpy vystavené maximální zatěžovací síle (ultimum tensile strength) které byly vystaveny rovnoměrnému napětí vykazovaly maximální zátěž 4590 N před selháním, zatímco pro pruhy vystavené manuálnímu napětí vykazovaly průměrně 2831 N před selháním.

Pokud se týká tuhosti štěpů, u BPTB štěpu bylo potvrzeno, že jeho tuhost je tři- až čtyřikrát větší nežli u originálního LCA, zatímco m. semitendinosus a m. gracilis vykazovaly obdobné hodnoty jako originální LCA [37].

V souhrnu lze ovšem potvrdit, že literární zdroje se shodují v tom, že iniciální pevnost štěpu BPTB je vždy vyšší nežli originálního LCA [55].

Kim [43] upozorňuje ve své studii, že při rekonstrukci LCA dochází iniciálně ke snížení počáteční pevnosti štěpu, což bylo potvrzeno ve studiích na zvířatech [15,16]. Zabývá se proto studií štěpů, kdy byly pruhy spleteny kolem podélné osy do tvaru copánku, eventuálně prošity hypoteticky za účelem zlepšení vlastností jejich počáteční pevnosti [43,81]. Obecná praxe splétání a prošívání pruhů hamstringů je značně rozšířená, aniž by byla podložena předchozími experimentálními studiemi. Argumentem podporujícím tuto teorii zpravidla bylo, že se mnohočetný pruh bude chovat obdobně jako spletené lano [24,81]. Proti tomu stojí v kontradikci argumentace Hearleho [35], který uvádí, že použití splétání vláken v textilním průmyslu má za cíl zlepšit flexibilitu a manipulační vlastnosti materiálů, ale nedochází při tom ke zvýšení tahové pevnosti a tuhosti. Ve skutečnosti se stoupajícím úhlem

ohnutí vlákna se jeho síla snižuje. Závěry studie Kima uvádějí, že splétání a sešívání pruhů štěpů šlach signifikantně snižuje počáteční sílu a tuhost štěpu. Z jeho práce vyplývá, že tato technika by neměla být pro rekonstrukci LCA používána [43].

Jiní autoři rovněž testovali biomechanické vlastnosti pletených hamstringů. Wilson [85] provedl biomechanickou analýsu párových BPTB a dvojčetných pletených štěpů *m. semitendinosus* a *m. gracilis*. Biomechanické testy zaměřené k selhání štěpu demonstrovaly průměrnou maximální zátěž u BPTB 1784 N, resp. 2422 N u hamstringů, což je statisticky významný rozdíl. Rozdíl v tuhosti (BPTB 210 N/mm, resp. hamstringy 238 N/mm) nebyl statisticky významný. Elastický modul BPTB štěpu byl 225 MPa ( $\pm 129$ ), hamstringů 145 Mpa ( $\pm 58$ ), což je statisticky významný rozdíl. Průměrná plocha průřezu byla pro BPTB štěp 45 mm<sup>2</sup>, zatímco u hamstringů 57 mm<sup>2</sup>. Štěpy hamstringů byly signifikantně silnější nežli BPTB, ale oba štěpy se podobaly tuhostí. Patellární štěp měl vyšší modul pružnosti nežli hamstringy.

Ze závěrů Milletta [56] vyplývá doporučení podložené biomechanickou studií, že by bylo vhodné se vystríhat použití pletených pruhů tam, kde se požaduje co možná nejpevnější iniciální štěp.

Použití šlachy *m. quadriceps femoris* bylo poprvé popsáno Marshalllem v roce 1979 [51], avšak maximální možná zátěž (load) dosahovala pouze 15% originálního LCA [19]. Tuto nevýhodu potvrdil i Staubli [82] studiem a srovnáním mechanických vlastností komplexů *quadriceps-patella* a BPTB, kdy při příčném průřezu 64,4mm<sup>2</sup>, resp. 36,8 mm<sup>2</sup> byly naměřeny hodnoty maximální síly zátěže (ultimate tensile stress) 33,5 N/nm<sup>2</sup> vers. 53,4 N/nm<sup>2</sup>), což představuje rozdíl hodnot staticky signifikantní.

Allografty se rovněž mohou uplatnit v rekonstrukci LCA [69]. Mezi nejčastěji používané patří BPTB, Achillovy šlacha, *m. tibialis anterior et posterior*, hamstringy. Jejich výhodou je nulová morbidita dárcovského místa, zkrácený operační čas a relativně dobrá dostupnost požadovaných rozměrů štěpu. Nevýhody jsou ovšem také četné a zahrnují: možnost přenosu onemocnění, imunologické reakce, nebezpečí porušení sterility, snížená schopnost remodelace a inkorporace, jizvení a rovněž zvýšené finanční náklady. Spolehlivost interpretace výsledků použití allograftů vážne

na rozdílnosti operačních technik, druhu použitých materiálů, směsi indikací akutních versus chronických případů a sterilizačních procedur [55].

Příčné průřezy štěpů byly díky jejich cylindrickému tvaru průměrně 55 mm<sup>2</sup> u hamstringů oproti 32,3 mm<sup>2</sup> u BPTB štěpu, tím se přibližují průměru originálního LCA 44,4 mm<sup>2</sup> [36].

Rovněž lze soudit, že ani závěry většího počtu studií, zabývajících se různými aspekty a typy rekonstrukcí LCA a variability materiálů štěpů, zatím nepřinášejí jasný závěr pro jednoznačnou podporu použití té které operační techniky a metodiky.

Přestože výsledky použití BPTB štěpu odpovídají jeho charakteristice "zlatého standardu" v rozmezí 90-95% úspěšnosti [7,66,71], otázky související s morbiditou dárcovského místa se dostávají často do popředí. Nejčastěji kritizovaným problémem je patellofemorální bolest. Rozsah jejího výskytu dle údajů Agliettiho se snížil signifikantně ze 40 na 21% použitím arthroskopické techniky operativy [2], přesto mnohé studie uvádějí četnost výskytu patellofemorálního syndromu v širokém rozmezí od 5 do 55% [1,7,44]. O tom, že etiologie anterior knee pain syndromu dosud není jednoznačně určena hovoří jak zajímavé údaje u konzervativně léčených pacientů s LCA deficientním kolenem s četností výskytu tohoto syndromu 28% [13], tak ale i se stejnou četností 28% u kolen operovaných technikou hamstringů [50].

Navíc Graham uzavírá [33], že na základě revise bohatých literárních zdrojů lze vyjádřit názor o určité míře nezávislosti klinických výsledků a pooperační stability kolenního kloubu na volbě použitého náhradního materiálu. Především zdůrazňuje nutnost splnění základních principů operativy, v jejichž stínu se teprve nachází zvolený druh štěpu. K prioritním principům správně provedené rekonstrukce LCA se počítají položky jako vytvoření přesného anatomického ukotvení štěpu, dosažení pevné iniciální fixace, adekvátní léčba doprovodných vazivových poranění, ošetření poranění menisků a v neposlední řadě strukturovaný rehabilitační pooperační program. Tyto všechny body jednotlivě nebo jako celek se mohou významnou měrou podílet na celkovém úspěchu rekonstrukční operace LCA.

Tento názor sdílí rovněž To [83], který uvádí, že pevnost konstrukce štěpu může být důležitější nežli velikost zatížení při selhání (failure load).

Námi dosažené laboratorní výsledky studie ukazují, že pevnost kombinovaného čtyřčetného štěpu hamstringů je vyšší než 10 mm ligamentum patellae nebo originální LCA, což odpovídá literárním údajům [84]. Podstatným výsledkem námi použité laserové metodiky je zjištění a potvrzení, biomechanické vlastnosti šlach jsou závislé na rovnoměrně rozděleném napětí. Z toho vyplývá, že mnohočetné pruhy šlach vystavené stejnoměrnému napětí korespondují ekvivalentně sumě napětí, kterým jsou vystaveny samostatné pruhy šlach. Na základě toho je možno vyvodit, že je vhodné použít tyto pruhy jako mnohočetné a vystavit je stejnému napětí. Tím je možno dosáhnout maximálního počátečního zatěžovacího napětí. Navíc pro klinické užití se splétáním a prošíváním pruhů zvýrazňuje operační nevýhoda, která spočívá ve zkrácení a ztluštění štěpu. To má za reálný následek zhoršení podmínek fixace štěpu a jeho biointegrability do kostního tunelu, což může být finální komplikací rekonstrukce.

Z přínosů námi provedené studie je podstatné, že byla provedena na párových vzorcích. Lze proto použít výsledky srovnání párových orgánů, což se stává výhodou oproti nepárovému testování. Navíc použití štěpů humánních kadaverů je lépe aplikovatelné do klinické praxe, nežli tomu je například u animálních studií [43,60,74].

Je důležité upozornit, že naše i v našich měřeních se projevovala konsistentní závislost dosahovaných hodnot a jejich postupnému snižování na narůstajícím věku vzorku, což je ve shodě s literárními zdroji [73,86].

BPTB štěp je v současné době „zlatým standardem“ pro revizní chirurgii LCA. Dle našeho názoru by autologní štěp hamstringů mohl být první alternativou pro revizní operativu LCA. Použití šlach hamstringů snižuje vysokou četnost selhání po náhradě, po revizi rekonstrukcí LCA [63,65]. Přitom se zejména uplatní jeho výborná biomechanická síla násobně přesahující pevnost přirozeného LCA.

## ZÁVĚR

Filosoficky vzato, intraartikulární náhrada předního zkříženého vazy představuje spíše komplexní operační výkon, kde je přítomno mnoho faktorů, které již jsou prostudovány, ale také mnoho faktorů, které bude zapotřebí ještě zešíroka a dlouze studovat. To se týká především výběru vhodných materiálových vlastností tkání, určených pro náhradu původního LCA, potom také precísní operační techniky, volby správné a spolehlivé fixace štěpu, a také přesného nastavení napětí štěpu. K tomu ještě přistupuje požadavek na zvolení programu umožňujícího dostatečnou ochranu štěpu v době remodelace a zároveň poskytující prostor pro detailně naplánovaný rehabilitační program.

Rozhodnutí o výběru vhodného štěpu pro rekonstrukci LCA záleží na mnoha faktorech a osobním přístupu operátora. Tyto faktory zahrnují nejen zkušenost s operační technikou a vlastní filosofií operativy, ale také dostupnost biologických tkání a jejich vztah k možným patologicko-anatomickým odchylkám. Rovněž musí odrážet názor pacienta, míru jeho životní aktivity a psychickou náklonnost a souhlas se zvoleným způsobem léčby.

Literární zdroje dosvědčují, že použití BPTB štěpu má největší zastoupení a představuje největší míru zkušeností, tomu odpovídá i postavení "zlatého standardu" operativy deficientních LCA. Zároveň se však obecně uznává větší morbidita této procedury, vč. případů selhání.

Metodou alternativní operativy získávající stále více na oblibě je použití šlach hamstringů – m. semitendinosus a m. gracilis, jejichž snížená morbidita spolu se zlepšenou implantační a fixační technikou má za následek odpovídající, srovnatelný klinický efekt a spokojenost pacienta.

V souhrnu tato studie zhodnotila odezvu originálního LCA, BPTB štěpu a štěpu hamstringů na uniaxiální dynamickou zátěž. Pozorovali jsme chování štěpů originálního LCA, BPTB, m. semitendinosus a m. gracilis při simulování biomechaniky, ke které dochází mechanismem distorse kolenního kloubu.

Dle původního zadání studie bylo zjištěno, že biomechanické vlastnosti originálního LCA vykazují nejmenší sílu a pevnost ze všech materiálů. BPTB vykazuje mírně vyšší hodnoty maximální síly, zatímco obě šlachy m. gracilis a m. semitendinosus dosahují přibližně dvojnásobné hodnoty maximálního napětí. Dvou- a čtyřčetné hamstringové pruhy kombinované dohromady, které byly upevněny a vystaveny stejnoměrnému napětí při nárazu padajícího závaží, vykazaly vlastnosti aditivních pevností jednotlivých individuálních pruhů v rámci odhadnuté chyby měření.

Z pohledu experimentálního zhodnocení materiálových vlastností šlach jako nosných mechanických prvků je zabezpečení relevantních výsledků poměrně komplikovanou úlohou, protože se jedná o značně nelineární materiál. Nelineární viskoelastická spojená navíc s poroelastickými projevy materiálu principiálně vyžaduje realizovat testovací podmínky, které by se co nejvíce přibližovaly podmínkám in-vivo. Protože obvyklé zatěžovací testy využívané v inženýrské praxi jsou pro tento účel nevyhovující, bylo nutné navrhnout, teoreticky zdůvodnit a experimentálně realizovat původní metodiku měření, která je schopna správně simulovat chování testovaných tkání v živém organismu. Navrhli jsme proto metodu drop-weight testing (zkouška padajícího závaží) tak, že aplikované dynamické zatížení rychlostmi, časovým průběhem a absolutními hodnotami spadá do oblasti, ve kterých se zpravidla pohybuje namáhání tkání šlach jako nosných elementů v organismu.

Užitím laserového dopplerovského snímače, a také použitím piezoakcelerometru pro snímání dynamické elongace vzorků bylo možno demonstrovat, že lze určit dynamické závislosti zatížení versus deformace, tj. dynamické zatěžovací diagramy. Z technického hlediska byla též vyřešena otázka spolehlivého uchycení vzorků šlach, BPTB štěpu i přirozeného LCA v testovacím zařízení. To znamená, že byl vyřešen problém, který se ukázal být jedním z klíčových pro správnou interpretaci experimentálních výsledků. Že jedná o významnou záležitost, vyplývá i z rešerší literárních údajů, neboť tento technický problém byl zmiňován v mnoha studiích, které se touto problematikou zabývaly. Je možno konstatovat, že principy vyhodnocení experimentálních údajů se ukázaly dostatečně přesné a spolehlivé pro analyzování vlastností předkládaných biologických materiálů.

Přestože bylo studií dokázáno, že biomechanické vlastnosti jako síla štěpu a míra maximálního napětí v dynamické zátěži simulující úrazový mechanismus se v závislosti na rozdílnosti tkáňových struktur liší, bylo možné též vyvodit schéma praktického doporučení právě na základě těchto vlastností. Je tak zřejmé, že vlastnosti šlach hamstringů jsou biomechanicky nejvíce uzpůsobené odolávat dynamickým silám působícím na vazivový aparát kolenního kloubu a jeho tkáňových náhrad.

Je ovšem zapotřebí mít na zřeteli, že úspěch biologické remodelace tkání se nachází již mimo faktické možnosti operátora. Přitom k dosažení úspěchu operativy je právě tuto remodelace nutná v maximální míře. Pro úplnost: patří k ní otázky revaskularisace, formování kolagenních a vazivových struktur tkání, podílejících se na náhradě původního vazy. V tomto ohledu se remodelace dotýká mikrogeometrie a metabolismu buňky a ostatních součástí původem mesenchymálních struktur více, než je operátor schopen vlastním zvládnutí operační techniky zabezpečit.

Přestože tato studie odpověděla jednu otázku, mnoho dalších zůstává. Především se týkají „ligamentisace“ štěpů, používaných jako náhrad původního LCA. Zůstává nevyjasněno, zda otázky snížení síly napětí (tensile strength) a pevnosti (stiffness), které jsou citovány mnoha současnými studiemi, jsou klinicky relevantní.

Rozsah biologických, biomechanických, patologicko-anatomických a patofysiologických vztahů a zákonitostí, které se na reparačním ději podílejí nebo které se mohou jako nové objevit, je v tuto chvíli neznámý. Proto je zapotřebí si být vědom jak všech příslušných risik, tak na druhé straně prospěchu biologické náhrady poraněné vazivové tkáně kolenního kloubu. Zároveň je vhodné na této basi posuzovat všechna pro a proti, a rovněž tak soudit výsledek operační léčby. Navíc platí známá zkušenost operátorů, že věrohodnost hodnocení výsledku operační léčby přímo úměrně stoupá s časovým odstupem od provedeného výkonu.

## KLINICKÉ VYUŽITÍ

Cílem studie je poskytnout informaci chirurgům zabývajícím se problematikou operativy kolenního kloubu, která jim může pomoci při volbě vhodného štěpu pro plánovaný operační výkon, tj. pro rekonstrukci LCA, případně pro její revisi a reoperaci. Tato problematika samozřejmě úzce souvisí a je závislá na zkušenosti operátora, jeho technických možnostech a odvíjí se rovněž dle nároků a potřeb pacienta.

Použití šlach hamstringů v podobě vícečetných pruhů mají své opodstatnění jak v případech primoimplantací, tak zejména v revizních operacích. To odpovídá nejen snížené morbiditě dárcovského místa oproti použití štěpu BPTB, ale především výborným biomechanickým vlastnostem, pokud se týká síly štěpu i maximálního napětí v zátěži. Výsledky studie demonstrují, že čtyřčetný pruh hamstringů vystavený rovnoměrnému napětí má vyšší počáteční pevnosti nežli ostatní testované vzorky. To je důležité při rozhodování o volbě štěpu. Z biomechanického hlediska se jeví tento materiál jako odpovídající a věrohodná alternativa pro rekonstrukci LCA. Zejména pak lze šlachy hamstringů doporučit pro revizní operativu LCA, kde je omezený výběr štěpů, protože některé možnosti byly již vyčerpány při primoimplantaci. Navíc biomechanické parametry poskytují dostatečnou záruku pro prevenci nového úrazu, kdy se materiál hamstringů jeví jako nejvíce biomechanicky odolný proti novému úrazovému ději.

Přestože s mnoha otázkami zodpovězenými se objevují další, které na své studium ještě čekají, domníváme se, že studie poskytla nové údaje pro podporu použití šlach hamstringů zejména ve složitých případech rekonstrukcí předního zkříženého vazů.



## LITERATURA

- 1 Aglietti P, Buzzi R, D'Andria S, Zaccherotti G (1993) Patellofemoral problems after intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction. Clin Orthop 288: 195-204
- 2 Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, DeDiase P (1994) Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 22: 211-218
- 3 Amis AA, Jakob RP (1998) Anterior cruciate ligament graft positioning tensioning and twisting. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 6 [Suppl 1]: S2-12.
- 4 Andersen HN, Jorgensen U (1998) The immediate postoperative kinematic state after anterior cruciate ligament reconstruction with increasing postoperative tension. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 6 [Suppl 1]: S62-69
- 5 Arnoczky SP (1996) Biology of ACL reconstructions: what happens to the graft? Instr Course Lect 45: 229-233
- 6 Bach BR Jr, Jones GT, Sweet FA, et al (1994) Arthroscopy assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon substitution. Two- to four-year follow-up results. Am J Sports Med 22: 758-767
- 7 Bach BR, Tradonsky S, Bochjuk J (1998) Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Five- to nine-year follow-up evaluation. Am J Sports Med 26: 20-29

- 8 Bartoníček J, Doskočil M, Heřt J, Sosna A (1991) Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů. Praha, Avicenum.
- 9 Blevins FT, Hecker AT, Bigler GT, Boland AL, Hayes WC (1994) The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med* 22: 328-333
- 10 Bonamo JJ, Fay C, Firestone T (1993) The conservative treatment of the anterior cruciate deficient knee: A review. *Clin Sports Med* 12: 625-636
- 11 Brown CH Jr, Steiner ME, Carson EW (1993) The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Sports Med* 12: 723-756
- 12 Brown CH, Carson EW (1999) Revision anterior cruciate ligament surgery. *Clin Sports Med* 18: 109-171
- 13 Buss DD, Min R, Skyhar M, Galinat B, warren RF, Wickiewicz TL (1995) Nonoperative treatment of acute anterior cruciate ligament injuries in a selected group of patients. *Am J Sports Med* 23: 160-165
- 14 Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF, Bracker K (1984) Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia. *J Biomech* 17: 579-596
- 15 Butler DL, Grood ES, Noyes FR, et al. (1989) Mechanical properties of primate vascularized vs. nonvascularized patellar tendon grafts: changes over time. *J Orthop Res.* 7:68-79
- 16 Clancy WG Jr, Narechania RG, Rosenberg TD, et al. (1981) Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys: A

- histological, microangiographic, and biomechanical analysis. *J Bone Joint Surg* 63A: 1270-1284
- 17 Clancy WG, Ray JM, Zoltan DJ (1988) Acute tears of anterior cruciate ligament: Surgical versus conservative treatment. *J Bone Joint Surg* 70A: 1483-1488
  - 18 Clark R, Olsen RE, Larsson BJ, et al. (1998) Cross-pin femoral fixation: a new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee. *Arthroscopy* 14: 258-267
  - 19 Cooper D, Deng X, Burnstein A, Warren R (1993) The strength of the central third patellar tendon graft. *Am J Sports Med* 21: 41-47
  - 20 Čech O, Sosna A, Bartoníček J (1986) Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Praha, Avicenum.
  - 21 Delay BS, Smolinski RJ, Wind WM, Bowman DS (2001) Current practices and opinions in LCA reconstruction and rehabilitation: results of a survey of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine. *Am J Knee Surg* 14: 85-91
  - 22 Dungal P, et al (2005) *Ortopedie*. Praha, Grada.
  - 23 Eriksson E (1997) How good are the results of LCA reconstruction? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5:137
  - 24 Fitzpatrick M (2000) New twist in knee repair. *JAMA* 283: 1278
  - 25 Frank CB, Jackson DW (1997) The science of reconstruction of anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 79A: 1556-1576
  - 26 Friederich NF, O'Brien WR (1998) Anterior cruciate ligament graft tensioning versus knee stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 [Suppl 1]: S38-42

- 27 Friedman MJ (1998) Arthroscopic semitendinosus (gracilis) reconstruction for anterior cruciate ligament deficiency. *Tech Orthop* 2:74-80
- 28 Fu FH, Harner CD, Johnson DL, et al (1993) Biomechanics of the knee ligaments. *J Bone Joint Surg* 75A: 1716-1727
- 29 Fu FH, Bennet CH, Lattermann C, Ma B (1999) Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction: biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med* 27: 821-829
- 30 Fu FH, Bennett CH, Ma CB, et al (2000) Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction: Part II: operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med* 28: 124-130
- 31 Fujii T, Zako M (1982) *Fracture mechanics of composite materials*, Mir, Moscow (Russian)
- 32 Goble EM, Downey DJ, Wilcocs TR (1995) Positioning of the tibial tunnel for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 11: 688-695
- 33 Graham SM, Parker RD (2002) Anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon grafts. *Clin Orthop Related Res* 402: 64-75
- 34 Hamner DL, Brown CH Jr, Steiner ME, et al (1999) 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* 81A: 549-557
- 35 Hearle JWS, Grosberg P, Backer S (1969) *Structural Mechanics of Fibers, Yarns, and Fabrics*. New York, Wiley-Interscience

- 36 Hecker AM, Brown C, Deffner K, Rosenberg T (1997) Tensile properties of young multiple stranded hamstring grafts. San Francisco, CA: American Orthopaedic Society for Sports Medicine
- 37 Howard ME, Cawley TW, Losse GM (1996) Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: the effects of graft pretensioning. *Arthroscopy* 12: 287-292
- 38 Howell SM, Taylor MA (1996) Brace-free rehabilitation, with early return to activity, for knees reconstructed with a double-looped semitendinosus and gracilis graft. *J Bone Joint Surg* 78A: 814-825
- 39 Johnson GA, Tramaglini DM, Levine RE, Ohno K, Choi N, Woo SL (1994) Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J Orthop Res* 12: 796-803
- 40 Jones KG (1963) Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg* 45A: 925-932
- 41 Kaplan N, Wickiewicz TL, Warren RF (1990) Primary surgical treatment of anterior cruciate ligament ruptures. A long-term follow-up study. *Am J Sports Med* 18: 354-358
- 42 Kartus J, Stener S, Lindahl S, et al. (1997) Factors affecting donor-site morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5: 222-228
- 43 Kim DH, Wilson DR, Hecker AT, Jung TM, Brown CH (2003) Twisting and braiding reduces the tensile strength and stiffness of human

- hamstring tendon grafts used for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 31: 861-867
- 44 Kleipool A, Loon T, Marti R. (1994) Pain after use of the central third of the patellar tendon cruciate ligament reconstruction. *Acta Orthop Scand* 65: 62-66
- 45 Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT (1987) A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 15: 225-229.
- 46 Lipscomb AB, Johnston RK, Snyder RB (1981) The technique of cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 9: 77-81
- 47 Lipscomb AB, Johnston RK, Snyder RB, et al. (1982) Evaluation of hamstring strength following use of semitendinosus and gracilis tendons to reconstruct the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 10: 340-342.
- 48 Maeda A, Shino K, Horibe S, Nakata K, Buccafusca G (1996) Anterior cruciate ligament reconstruction with multistranded autogenous semitendinosus tendon. *Am J Sports Med* 24: 504-509
- 49 Marcacci M, Zaffagnini S, Iacono F, Vascellari A, Loreti I, Kon E, Lo Presti M. (2003) Intra- and extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction utilizing autogenous semitendinosus and gracilis tendons: 5-year clinical results. *Knee Surg Sports Traum Arth* 11:2-8
- 50 Marder RA, Raskind JR, Carroll M (1991) Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon versus semitendinosus and gracilis. *Am J Sports Med* 19: 478-484

- 51 Marshall JL, Warren RF, Wickiewicz TL (1979) The anterior cruciate ligament. A technique of repair and reconstruction. Clin Orthop 193: 97-106
- 52 Mašát P, Trč T, Dylevský I, et al (2005) Zhodnocení dlouhodobých výsledků operací náhrad LCA kolenního kloubu klinicky a pomocí rolimetru. Acta Chir Orthop Traum Čech 72:32-37
- 53 McKernan DJ, Paulos LE (1994) Graft selection. In Knee Surgery, 667-678. Edited by F. H. Fu, C. D. Harner, and K. G. Vince. Baltimore. Williams and Wilkins
- 54 McKernan DJ, Weiss JA, Deffner KT, Greenwald RM (1995) Tensile properties of gracilis, semitendinosus and patellar tendons from the same donor. Trans Orthop Res Soc 20: 39
- 55 Miller SL, Gladstone JN (2002) Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. Orthop Clin N Am 33: 675-683
- 56 Millet PJ, Miller BS, Close M, Sterett WI, Walsh W, Hawkins RJ (2003) Effects of braiding on tensile properties of four-strand human hamstring tendon grafts. Am J Sports Med 31: 714-717
- 57 Muellner T, Reihnsner R, Mrkonjic L, et al (1998) Twisting of patellar tendon grafts does not reduce their mechanical properties. J Biomech 31: 311-315
- 58 Musahl V, Abramowitch SD, Gabriel MT, Debski RE, Hertel P, Fu FH, Woo SLY (2003) Tensile properties of an anterior cruciate ligament graft after bone-patellar tendon-bone press-fit fixation. Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc 11: 68-74

- 59 Musil D, Sadovský P, Filip L, Vodička Z, Stehlík J (2005) Rekonstrukce předního zkříženého vazů: srovnání metod BTB a šlachami hamstringů. Část 2: rekonstrukce předního zkříženého vazů – hamstringy – Rigidfix. Acta Chir Orthop Traum Čech 72:239-245
- 60 Nicklin S, Waller C, Walker P, et al. (2000) In vitro structural properties of braided tendon grafts. Am J Sports Med 28: 790-793
- 61 Noyes FR, Butler DL, Paulos LE, Groot ES (1983) Intra-articular cruciate reconstruction: Perspectives on graft strength, vascularization, and immediate motion after replacement. Clin Orthop 172: 71-77
- 62 Noyes FR, Butler DL, Groot ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. J Bone Joint Surg 66A: 344-352.
- 63 Noyes FR, Barber-Westin SD, Roberts CS (1994) Use of allografts after failed treatment of rupture of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 76A: 1019-1031.
- 64 Noyes FR, Barber-Westin SD (1996) Revision anterior cruciate ligament surgery: experience from Cincinnati. Clin Orthop 325: 116-129
- 65 Noyes FR, Barber-Westin SD (2001) Revision anterior cruciate surgery with use of bone-patellar tendon-bone autogenous graft. J Bone Joint Surg 83A: 1131-1143
- 66 O'Brien SJ, Warren RF, Pavlov H, et al (1991) Reconstruction of the chronically insufficient anterior cruciate ligament with the central of the patella ligament. J Bone Joint Surg 73A: 278-286



- 67 Odensten M, Gillquist J (1985) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg* 67A: 257-262
- 68 Paessler HH, Mastrokalos DS, Mosis EK (2002) Donor side morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction with ipsilateral versus contralateral harvesting of bone-patellar-tendon graft. ACL Study Group. Big Sky, MT.
- 69 Paša L, Pokorný V, Adler J (2001) Řešení nestability kolenního kloubu artroskopicky prováděnou plastikou vazů pomocí alogenních štěpů. *Acta Chir Orthop Traum Čech* 68:31-38
- 70 Pinczewski L, Clingeleffer A, Corry I, et al. (1997) Endoscopic ACL reconstruction comparing 4-strand hamstring tendon with patellar tendon autograft. Two-year results. *J Bone Joint Surg Br [Suppl II]*: 37-38
- 71 Podškubka A, Kasal T, Vaculík J, Krastalík Z (2002) Artroskopická rekonstrukce předního zkříženého vazů volným štěpem z lig. patellae – výsledky po 5-6 letech. *Acta Chir Orthop Traum Čech* 69:169-174
- 72 Puddu G (1980) Method for reconstruction of anterior cruciate ligament using the semitendinosus tendon. *Am J Sports Med* 8: 402-404
- 73 Rauch G, Allzeit B, Gotzen L (1988) Biomechanical studies on tensile strength of the anterior cruciate ligament, with special reference to age-dependence. *Unfallchirurg* 91: 437-443
- 74 Rittmeister M, Noble PC, Linner DM, et al (2002) The effect of strand configuration on the tensile properties of quadrupled tendon grafts. *Arthroscopy* 18: 194-200

- 75 Rodeo S, Arnoczky S, Torzilli P, et al (1993) Tendon healing in a bone tunnel. *J Bone Joint Surg* 75A: 1975-1803
- 76 Rosenberg TD, Deffner KT (1997) ACL reconstruction: semitendinosus tendon is the graft of choice. *Orthopedics* 20: 396-398
- 77 Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Schindhelm K (1997) Anterior cruciate ligament graft fixation: initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med* 25: 472-478
- 78 Sachs RA, Daniel DM, Stone ML, Garfien RF (1989) Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 17: 760-765
- 79 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 Čech* 72:235-238
- 80 Stahelin AC, Weiler A (1997) All-inside anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and soft threaded biodegradable interference screw fixation. *Arthroscopy* 13: 773-779
- 81 Stapleton TR, Curd DT, Baker CL Jr (1999) Initial biomechanical properties of anterior cruciate ligament reconstruction autografts. *J South Orthop Assoc* 8: 173-180
- 82 Staubli H, Schatzmann L, Brunner P, et al (1999) Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am J Sports Med* 27: 27-34

- 83 To JT, Howell SM, Hull ML (1997) Biomechanical properties of the double-looped hamstring graft and three anterior cruciate ligament devices. *Orthop Trans* 21: 174
- 84 Wallace MP, Howell SM, Hull ML (1997) In vivo tensile behavior of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 15: 539-545
- 85 Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M (1999) A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med* 27: 202-207
- 86 Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S (1991) Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: the effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19: 217-225
- 87 Yasuda K, Tsujino J, Okoshi Y, et al (1995) Graft side morbidity with autogenous semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med* 23: 706-714.
- 88 Yasuda K, Tsujino J, Katsuragi R, et al. (1997) Effects of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament reconstruction using the autogenous doubled semitendinosus and gracilis tendons. *Am J Sports Med* 25: 99-106
- 89 Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE (2002) Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Anatomy, physiology and motor control. *Sports Med Arthrosc Rev* 10: 58-68

- 90 Yunes M, Richmond JC, Engels EA, Pinczewski LA (2001) Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis. *Arthroscopy* 17: 248-257
- 91 Zukas JA, et al (1982) *Impact dynamics*. John Wiley & Sons, New York.