

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra Fyzioterapie

**Sledování rekonvalescence pacientů po ruptuře předního
zkříženého vazů řešené intraartikulární rekonstrukcí**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Michaela Prokešová

Vypracovala:

Monika Pírková

Praha, duben 2008

Abstrakt

Název: Sledování rekonvalescence pacientů po ruptuře předního zkříženého vazů řešené intraartikulární rekonstrukcí

Title: The monitoring of convalescence of patients with ruptured anterior cruciate ligament treated by intraarticular reconstruction

Cíle práce: Zachytit reaktivní a adaptační mechanismy na úrovni pohybového aparátu a změny reologických vlastností kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence pacientů po ruptuře předního zkříženého vazů řešené intraartikulární rekonstrukcí a fyzioterapeutickou léčbou. Zachytit postupný návrat pacientů k původním pohybovým aktivitám. Shrnout relevantní poznatky z různých oborů a zdůraznit možnosti jejich využití v klinické praxi.

Metoda: Pacienti byli před operací a po 3., 10., 24. a 36. týdnu po operaci podrobeni obsáhlému klinickému vyšetření a vyšetření metodou bioreometrie. Na začátku a na konci výzkumu byla zjištěna hodnota Lysholmova skóre. Byly zpracovány dostupné literární zdroje.

Výsledky: Odhalují průběh rekonvalescence pacientů s důrazem na zachycení vývoje reologických vlastností kolenních kloubů, vývoje bolesti, významných změn týkajících se pohybového aparátu a návratu pacientů k původním sportovním a jiným aktivitám v čase. Výsledky Lysholmova skóre pozitivně hodnotí efekt operační i vlastní fyzioterapeutické léčby.

Klíčová slova: přední zkřížený vaz, rekonstrukce, průběh rekonvalescence, bioreometrie

Monika Pírková, 30.3.2008

Prohlášení: Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a že jsem použila pouze uvedenou literaturu. Souhlasím s případným použitím mé diplomové práce pro studijní účely.

V Praze dne 11. 4. 2008

Monika Pírková
.....

Monika Pírková

Poděkování: Ráda bych poděkovala všem, kteří mi byli nápomocni při zpracování diplomové práce. Především děkuji Mgr. Michaele Prokešové za odborné vedení práce a za možnost využít jejích zkušeností v této problematice. Za pomoc a cenné rady děkuji Doc. RNDr. Antonínovi Havránkovi. Také děkuji Ing. Petrovi Kubovému za spolupráci při výzkumu. Všem pacientům děkuji za ochotu ke spolupráci.

Obsah

1. ÚVOD	8
2. CÍLE A ÚKOLY DIPLOMOVÉ PRÁCE	9
3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY	10
4. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	11
4.1 Anatomické poznámky	11
4.2 Stabilizace kolenního kloubu	13
4.2.1 Kapsulární stabilizátory	14
4.2.2 Intraartikulární stabilizátory	17
4.2.3 Koordinace stabilizačních systémů	19
4.3 Cévní zásobení kolenního kloubu	20
4.3.1 Cévní zásobení vazů kolenního kloubu	20
4.4 Nervové zásobení kolenního kloubu	21
4.4.1 Inervace vazů kolenního kloubu	21
4.5 Kineziologické a biomechanické aspekty kolenního kloubu	22
4.5.1 Pohyby kolenního kloubu	22
4.5.2 Napětí zkřížených vazů při pohybech kolenního kloubu	28
4.5.3 Funkce vazů a svalů kolenního kloubu	29
4.5.4 Zatížení kolenního kloubu	31
4.5.5 Význam biomechanických znalostí kolenního kloubu	32
4.6 Reologie	33
4.6.1 Obecné biomechanické a reologické vlastnosti biologických struktur	33
4.6.2 Základní reologické modely	35
4.6.3 Reologie kloubu	39
4.7 Struktura, mechanické a reologické vlastnosti vazů	39
4.7.1 Struktura vazů	39
4.7.2 Viskoelastické vlastnosti měkkých tkání	41
4.7.3 Typy poranění vazů	44
4.7.4 Faktory ovlivňující biomechanické vlastnosti vazů	45
4.8 Receptory kolenního kloubu a jejich role v biomechanice kloubu	46
4.8.1 Morfologie a umístění receptorů	47

4.8.2	Umístění receptorů uvnitř předního zkříženého vazů	48
4.8.3	Fyziologické charakteristiky receptorů	49
4.8.4	Vliv změny napětí vláken vazů na reakci ligamentózních receptorů	50
4.8.5	Reflexní vliv receptorů kolenního kloubu	50
4.8.6	Role kloubních receptorů při kontrole γ -svalově-vřetétkového systému ..	53
4.9	Instability kolenního kloubu	57
4.9.1	Klasifikace instabilit kolenního kloubu	57
4.9.1.1	Instability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů	58
4.9.1.2	Izolované léze předního zkříženého vazů	59
4.9.2	Poranění předního zkříženého vazů	59
4.9.3	Rozdílné dispozice k poranění předního zkříženého vazů u žen a mužů ...	61
4.9.4	Poranění předního zkříženého vazů u dětí a dospívajících	63
4.9.5	Chronické instability kolenního kloubu	64
4.10	Speciální klinické problémy	65
4.10.1	Hemartros, výpotek a synovialitida	65
4.10.2	Vliv chronického poškození kol. vazů na svalovou sílu a koordinaci	66
4.11	Klinické vyšetření vazivového aparátu kolenního kloubu	67
4.12	Terapeutické možnosti při poranění předního zkříženého vazů	72
4.12.1	Konzervativní léčba	72
4.12.2	Chirurgická léčba	73
4.12.2.1	Operace u dětí	79
4.12.3	Fyzioterapeutické hledisko	79
4.12.3.1	Důvody narůstající incidence poranění kolenního kloubu	79
4.12.3.2	Porucha časování aktivace stabilizačních svalů a poškození PZV	80
4.12.3.3	Předoperační fáze	82
4.12.3.4	Pooperační období	83
4.12.3.5	Rozdělení a postup fyzioterapeutické léčby po rekonstrukci PZV	85
4.13	Patofyziologie hojení poraněných kolenních vazů	89
4.13.1	Průběh fibroplastického zánětu	90
4.13.2	Endogenní a exogenní faktory	92
4.13.3	Hojení kompletně přerušeno vazů	93
4.13.4	Hojení po ruptuře předního zkříženého vazů řešené rekonstrukcí	94

5. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE	96
5.1 Metodika výzkumu	96
5.1.1 Popis výběru výzkumného souboru pacientů	96
5.1.2 Identifikace a popis výzkumného souboru pacientů	96
5.1.3 Organizace výzkumu	97
5.1.4 Popis fyzioterapeutické intervence	98
5.1.5 Metody sběru dat	99
5.1.6 Popis instrumentů a technik měření metodou bioreometrie	100
5.1.7 Vlastní měření metodou bioreometrie	103
5.1.8 Vyhodnocení bioreogramů	104
5.1.9 Analýza dat a použité statistické metody	105
5.1.10 Procedury pro uchování dat	106
5.1.11 Rozsah platnosti	106
5.2 Výsledky	107
5.2.1 Výsledky klinického vyšetření	107
5.2.2 Výsledky Lysholmova skóre	118
5.2.3 Výsledky měření metodou bioreometrie	118
6. DISKUSE	127
7. ZÁVĚR	133
8. Seznam použité literatury	135
9. Seznam použitých zkratk, obrázků, tabulek a grafů	146
9.1 Seznam použitých zkratk	146
9.2 Seznam obrázků	147
9.3 Seznam tabulek	148
9.4 Seznam grafů	148
10. Přílohy	149

1. ÚVOD

Poškození měkkých struktur kolenního kloubu a zejména předního zkříženého vazů představuje stále narůstající problém vzhledem k jeho stoupající incidenci a závažnosti důsledků v populaci v nejproduktivnějším věku. (61) Proto je nutné tomuto tématu věnovat dostatečnou pozornost. Zvládnutí celé problematiky má dalekosáhlý dopad na mnohé oblasti. Jedná se o význam psychosociální a ekonomický a to díky délce léčby, potřebné hospitalizaci s následnou fyzioterapeutickou léčbou a možným trvalým následkům.

Pro dosažení dobrých výsledků terapie i prevence poranění předního zkříženého vazů je nutné porozumět základním poznatkům anatomie, kineziologie, biomechaniky a reologie a v neposlední řadě i senzoričtým elementům ovlivňujícím kontrolu motoriky. Je potřeba znát možnosti diagnostiky, operačního řešení a fyzioterapeutické léčby a s tím související faktory ovlivňující hojení poraněných či rekonstruovaných vazů a zásady jejich následné zátěže. Proto se v teoretické části práce zabývám těmito oblastmi, vždy s důrazem na funkční souvislosti a možnosti využití poznatků v klinické praxi.

Jedním z klíčových faktorů poranění předního zkříženého vazů častějším nepřímým mechanismem je narušení neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a proprioceptivní zpětné kontroly. Je přesvědčivě doloženo, že kvalitní a komplexní trénink může redukovat incidenci poranění kolenního kloubu až několikanásobně. (61) Proto i průběh rekonvalescence pacientů po ruptuře předního zkříženého vazů závisí na kvalitě fyzioterapeutické léčby.

Sledováním reaktivních a adaptačních mechanismů pohybového aparátu v průběhu rekonvalescence pacientů po ruptuře předního zkříženého vazů indikovaných k intraartikulární rekonstrukci se zabývám v experimentální části práce. Pacienty jsem od předoperačního období systematicky vedla po fyzioterapeutické stránce léčby.

K objektivizaci a možnosti vizuálního srovnání změn reologických vlastností zraněného a relativně zdravého kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence pacientů jsem využila bioreometru, měřicího přístroje vyvinutého na FTVS UK v Praze.

2. CÍLE A ÚKOLY DIPLOMOVÉ PRÁCE

Hlavním cílem práce je zachytit reaktivní a adaptační mechanismy na úrovni pohybového aparátu a změny reologických vlastností kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence pacientů po ruptuře předního zkříženého vazy řešené intraartikulární rekonstrukcí a fyzioterapeutickou léčbou.

Další cíle:

- Shrnout poznatky z různých oborů (anatomie, kineziologie, biomechanika, reologie, neurofyziologie, ortopedie, fyzioterapie, patofyziologie) majících vztah k problematice ruptury předního zkříženého vazy, bez kterých nelze tomuto poranění úspěšně předcházet ani ho léčit a zdůraznit funkční souvislosti a možnosti využití teoretických poznatků v klinické praxi.
- Zachytit postupný návrat pacientů k původním pohybovým aktivitám, které prováděli před rupturou předního zkříženého vazy.

Úkoly práce:

- Provést selekci čtyř pacientů s diagnostikovanou rupturou předního zkříženého vazy indikovaných k intraartikulární rekonstrukci vazy.
- Osobně zajistit komplexní fyzioterapeutickou léčbu v celém průběhu sledování výzkumného souboru pacientů.
- Sledovat průběh rekonvalescence pacientů od předoperačního období po dobu osmi měsíců po operaci pomocí klinických vyšetření, Lysholmova skóre a zjišťování agregované reologické charakteristiky kolenních kloubů metodou bioreometrie.
- Sledovat návrat pacientů k původním pohybovým aktivitám.
- Vyhodnotit měřením a klinickým vyšetřením získané údaje.

3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY

Pokud rekonstrukční operace předního zkříženého vazů proběhne úspěšně, v průběhu léčby nenastanou žádné závažné komplikace, pacienti budou dodržovat nutná režimová opatření a budou řádně spolupracovat během fyzioterapeutické léčby:

1. Biomeetrií měřené parametry a získané tvary křivek (bioreogramů) poraněného a zdravého kolenního kloubu se budou lišit bez ohledu na fázi rekonvalescence.
2. Biomeetrií získané bioreogramy poraněného kolenního kloubu budou mít jiný charakter před rekonstrukcí předního zkříženého vazů a po jeho rekonstrukci v různých fázích rekonvalescence ve smyslu postupné úpravy a přibližování se bioreogramům druhé relativně zdravé dolní končetiny.
3. Lysholmovo skóre bude před operací nižší než po osmi měsíční fyzioterapeutické léčbě po operaci.
4. Pacienti se po operaci budou postupně navracet ke svým původním sportům, které prováděli před úrazem kolenního kloubu.

4. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

4.1 Anatomické poznámky

Koleno je největším, nejsložitějším a současně nezatěžovanějším a nejzranitelnějším kloubem v lidském těle. Artikulují zde tři kosti: femur, tibia a patela a vytvářejí tak 2 klouby - femorotibiální a femoropatelní. Femorotibiální kloub se dále dělí na část mediální a laterální. Inkongruenci styčných ploch femuru a tibie vyrovnávají a většinu kloubní plochy proto reprezentují chrupavčité menisky. (6, 32)

Styčné plochy tvoří dvě silně konvexní kloubní hlavice femuru - condyli femoris, dvě značně ploché kloubní jamky tibie - facies articulares kondylů tibie spolu s menisky, a dále zadní kloubní plocha pately - facies articularis - se dvěma fasetami, které přiléhají k prohnuté facies patellaris femoris. Kloubní kontaktní plochy na kondylech femuru mají vejčitý tvar, přičemž mediální je vypouklejší. Mediální kondyl tibie je v sagitální rovině mírně konkávní a laterální kondyl nepatrně konvexní, tzn. oproti relativně stabilnímu mediálnímu kondylu je laterální kondyl tibie méně stabilní (jeho stabilita závisí na stavu předního zkříženého vazy).

Kontakt mezi kondylu femuru a tibií je prakticky v horizontální rovině. Tibie při stožení míří svíse distálně, zatímco tělo femuru je od vertikály odkloněno, takže svírá s osou tibie úhel zevně otevřený - *fyzilogický abdukční úhel* - v rozmezí 170 - 175° (u žen asi o 5° menší pro širší pánev). Doplňující úhel do vertikály se označuje jako *Q-úhel* (*quadriceps angle*). Je to současně úhel, který svírá osa tahu m. quadriceps femoris a osa lig. patellae (tj. linie spojnice spina iliaca anterior superior se středem čéšky a spojnice středu čéšky s tuberositas tibiae). U mužů nemá tento úhel překročit 10° a u žen 15°. (15, 24, 32)

Kloubní dutina a pouzdro jsou velmi prostorné. Na tibií a na patele se kloubní pouzdro upíná při okrajích kloubních ploch, na femuru o něco dále - 0,5 až 2 cm od okrajů kloubní chrupavky. Pouzdro vynechává epikondyly femuru, kam jsou připojeny svaly a vazy. Patela je zasazena do ventrální části pouzdra. Ventrální část pouzdra je velmi slabá a na tloušťce pouzdro nabývá teprve v oblasti vnitřního postranního vazy na straně mediální a při zadním okraji iliitibiálního traktu na straně laterální. Nejsilnější je v dorzální části. (14) *Synoviální membrána* nesleduje přesně zevní vazivovou vrstvu

pouzdra a nevystylá ho rovnoměrně, ale od zadní strany pouzdra jde po obou stranách zkřížených vazů dopředu. Membrána je připojena na tibií a do fossa intercondylaris femoris. Tím vytváří střední sagitální přepážku kloubu, jejíž přední část se označuje jako *plica synovialis patellaris*. Plica jde před předním zkříženým vazem pod hrot pately. Tam se rozbíhá do stran v členité synoviální řasy *plicae alares*. Ty jsou vyztuženy tukovým polštářem, který zasahuje dopředu do pouzdra jako *corpus adiposum infrapatellare*, které se v ortopedii běžně označuje jako *Hoffovo těleso*. *Recessus suprapatellaris* je záhyb, jímž se pouzdro vpředu vyklenuje nad patelu (pod m. quadriceps femoris). (15, 24)

Bursae mucosae se vyskytují v místech tlaku a tření a některé z nich komunikují s kloubní dutinou. Například bursa suprapatellaris zvětšuje recessus suprapatellaris či bursa gastrocnemiosemimembranosa, která bývá při potížích působených množstvím tekutiny klinicky označována jako *Bakerova cysta*. (6)

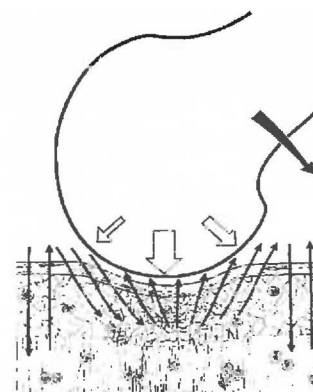
V četných burzách a recesech se může koncentrovat tekutina (výpotek).

Kloubní chrupavka pokrývá povrch styčných ploch tenkou elastickou vrstvou. Skládá se z chondrocytů a kolagenních vláken obklopených porézním médiem - základní proteoglykanovou (mukopolysacharidovou) substancí, kterou volně prostupuje synoviální tekutina. Dle orientace kolagenních vláken lze rozlišit tři vrstvy. V povrchové vrstvě probíhají hustě uspořádaná vlákna paralelně s povrchem chrupavky. Ve střední vrstvě silnější vlákna tvoří řídkou prostorovou síť, která je vyplněna základní substancí a chondrocyty. Tato vrstva působí jako pružná deformační zóna schopná absorbce kinetické energie. Hlubokou vrstvu tvoří hustě uspořádaná radiální vlákna, která eliminují působení střížných sil na povrch kloubu.

(6, 14)

Během pohybu je chrupavka dynamicky namáhána tlakem. Při zatížení dochází k elastické kompresi chrupavky, zvýšení denzity základní proteoglykanové hmoty a tím k omezení prosté difúze. Současně je synoviální tekutina prostřednictvím pórů ze všech vrstev kloubní chrupavky vytlačována do kloubní dutiny (viz.

obr. 1).



Obr. 1 Permeabilita chrupavky. (14)

Vzniká tlumící hydrodynamický proces. Při odlehčení chrupavka vstřebává synoviální tekutinu z kloubní dutiny a expanduje. To má značný význam pro snížení tření styčných ploch. (14)

Synoviální tekutina umožňuje výživu chrupavky. Má viskózně-elastické vlastnosti, čímž je odolná proti působení tlakových sil. V kloubní dutině vytváří povrchový lubrikační film a spolu s elastickými vlastnostmi kolagenové substance působí jako tlumící prostředí. (22)

Jakákoliv změna ve složení synoviální tekutiny či ve skladbě kloubní chrupavky se projeví i ve změně tribologických poměrů v kloubu. (68)

4.2 Stabilizace kolenního kloubu

Stabilita kolenního kloubu je v každém okamžiku dána souhrou funkce *statických* (tzn. pasivních) a *dynamických* (tzn. aktivních) *stabilizátorů*.

Pasivní kloubní stabilitu vedle statických stabilizátorů zajišťuje tvar kloubních ploch femuru a tibie včetně menisků a schopnost elastické deformace kloubních ploch působením tlakových sil. Touto tvarovou predispozicí je dána preferovaná kinematika a možné stupně volnosti kloubu.

Aktivní kloubní stabilitu pomocí kinetického řetězce popsaného níže v kapitole 4.2.3 zajišťují nervově řízené dynamické stabilizátory. Jde tedy o kinematiku řízenou.

Na celkovou stabilitu kloubu působí síly zevního prostředí. Jsou-li tyto síly menší nebo v rovnováze se silami vznikajícími působením stabilizačních systémů, jde o tzv. *funkční kloubní stabilitu*. Pokud jsou zevní působící síly větší, dochází v závislosti na jejich velikosti a rychlosti působení ke vzniku akutní či chronické instability. Kloub je proto funkčně stabilní jen tehdy, je-li schopen se plně vyrovnat s nároky na něj kladenými působením zevního prostředí, aniž dojde k jeho poškození. (14) Někdy ani při velmi zátěžových situacích a výrazné laxnosti kolenního kloubu nedochází k žádným projevům kloubní instability. Také bylo vyzorováno, že jedinci s hypermobilními klouby netrpí častěji poraněním kloubů oproti jedincům s normální kloubní pohyblivostí. (47)

Anatomická struktura kolenního kloubu ho stabilizuje ve třech rovinách - sagitální, frontální a horizontální. Stabilita v sagitální rovině je zajištěna převážně zkříženými

vazy a funkcí flexorů a extenzorů kolenního kloubu. Stabilita ve frontální rovině je zajištěna hlavně postranními vazy a dynamickými stabilizátory: skupinou svalů pes anserinus, m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. (14)

Z topografického hlediska rozeznáváme *stabilizátory kapsulární a intraartikulární*.

Mezi **statické stabilizátory** patří:

- zkřížené vazy
- na mediální polovině kloubu:
 - ligamentum collaterale mediale,
 - meniscus medialis,
 - posteromediální část kloubního pouzdra
- na laterální polovině kloubu:
 - ligamentum collaterale laterale,
 - meniscus lateralis,
 - posterolaterální část kloubního pouzdra

Mezi **dynamické stabilizátory** patří:

- extenzorový aparát
- na mediální polovině kloubu:
 - pes anserinus
 - caput mediale m. gastrocnemii
- na laterální polovině kloubu:
 - tractus iliotibialis
 - m. biceps femoris
 - caput laterale m. gastrocnemii
 - m. popliteus (14)

4.2.1 Kapsulární stabilizátory

Kapsulární stabilizátory jsou tvořené strukturami statickými i dynamickými a jejich základem je kloubní pouzdro. Rozdělujeme je do tří hlavních skupin na extenční, mediální a laterální. (14)

Extenzorový aparát kolenního kloubu

Uspořádání extenzorového aparátu je významné pro stabilizaci kolenního kloubu a pro biomechaniku femoropatelního skloubení. Extenzorový aparát tvoří m. quadriceps femoris, patela, lig. patellae a systém retinakul pately.

M. quadriceps femoris se u člověka utvářel současně s vývojem vzpřímené chůze. Je jediným extenzorem kolenního kloubu a současně i nejsilnějším dynamickým stabilizátorem pately. Dle Kapandjiho je třikrát silnější než kolenní flexory. Svým objemem a anatomickým uspořádáním pomáhá stabilizovat kolenní kloub v sagitální rovině a při rotaci bérce. Je tvořen čtyřmi hlavami, jejichž úpony a uspořádání se liší: *m. rectus femoris*, *vastus intermedius*, *vastus medialis* a *vastus lateralis*. M. vastus medialis má mezi ostatními hlavami výjimečné postavení. Fylogeneticky je nejslabším svalem z komplexu a prvním, který začíná atrofovat. Současně je však označován za hlavní extenční stabilizátor kolenního kloubu, protože dokončuje posledních 10-15° extenze a „uzamyká“ koleno. (6, 14, 51)

Tah quadricepsu je přenášen na proximální část tibie za pomoci sezamské kosti - pately - zavzaté do jeho úponové šlachy. Její funkcí je posunout čtyřhlavý sval stehenní směrem dopředu a tím zvýšit mechanickou výhodu svalu při extenzi kolene o 25%. Na dorzální ploše má nejsilnější vrstvu kloubní chrupavky ze všech kostí v lidském těle (až 7 mm), protože femoropatelní kloub je i při běžných denních aktivitách výrazně zatěžován. Při chůzi je zatížen asi polovinou tělesné hmotnosti a při běhu, skákání a chůzi do schodů až jejím šestinásobkem. (32)

Ligamentum patellae je hlavním terminálním úponem m. quadriceps femoris. Povrchová část vláken vazy přichází ze šlachy m. rectus femoris přes ventrální plochu pately. Hluboká vlákna začínají přímo od apexu pately. Zde dosahuje lig. patellae největší šířky (3 cm). Jeho délka se pohybuje okolo 4-7 cm, tloušťka okolo 3-8 mm. Ligamentum má na průřezu lehce elipsovité tvar a nejsilnější je ve střední části. Upíná se na téměř horizontální hranu tuberositas tibiae. Těsně nad touto hranou se mezi vaz a tibií vsunuje bursa intercondylaris profunda. (6, 14)

Retinacula patellae jsou postranní části šlachy m. quadriceps femoris doplněné hlubšími příčnými snopci od epikondylů femuru. Retinakula brání postrannímu

vybočení pately. Považují se za tzv. *přídavný extenční aparát* kolenního kloubu, protože i při poškození pately, event. lig. patellae, táhnou koleno do extense.

Šlacha m. quadriceps femoris, ligamentum patellae a retinacula patellae patří mezi zesilující aparát kloubního poudra zepředu. (6, 15)

Mediální skupina stabilizátorů

Základ této skupiny tvoří kloubní pouzdro zesílené vnitřním postranním vazem, úponem pes anserinus, šikmým kapsulárním vazem, úponem m. semimembranosus, lig. popliteum obliquum a začátkem mediální hlavy m. gastrocnemius.

Ligamentum collaterale mediale, vnitřní postranní vaz, je nejvýznamnějším vazivovým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Vaz má trojúhelníkovitý tvar. Začíná na mediálním epikondylu femuru a upíná se na mediální kondyl tibie těsně pod kloubní štěrbinou.

Pes anserinus je tvořen šlachami m. sartorius, m. gracilis a m. semitendinosus. Jako jediný nemá přímý vztah k pouzdru. Všechny tři šlachy těsně před úponem srůstají a vytvářejí společnou šlachu typického tvaru (husí nožka), která se upíná na mediální plochu tibie mezi tuberositas tibiae a úpon vnitřního postranního vazy.

Šikmý kapsulární vaz je zesíleným vláknem dorzální třetiny pouzdra. Začíná na mediálním epikondylu femuru a upíná se na posteromediální okraj vnitřního menisku a částečně až na horní okraj mediálního kondylu tibie.

M. semimembranosus je hlavním dynamickým stabilizátorem mediální strany kloubu. Jeho úpon patří mezi nejsložitější svalové úpony lidského těla. Dělí se na čtyři části: mediální se upíná pod vnitřní postranní vaz, ventrální končí na zadním rohu mediálního menisku, distální srůstá s povrchovými vlákny m. popliteus a laterální se upíná na tibií ve stejné úrovni jako vnitřní postranní vaz.

Ligamentum popliteum obliquum se vytváří z laterální části šlachy m. semimembranosus. Je to silný vaz ohraničený proti okolí a ke kloubnímu pouzdru je přirostlý pouze svou ventrální plochou.

Caput mediale m. gastrocnemii zesiluje horní okraj dorzální části pouzdra. Začíná na zadním okraji mediálního epikondylu femuru a laterálním okrajem se pak přikládá ke caput laterale m. gastrocnemii a společně ohraničují distální část fossa poplitea. (14)

Laterální skupina stabilizátorů

Základem je laterální část pouzdra, která nedosahuje síly mediální části. Mezi laterální stabilizátory pouzdra je řazen iliotibiální trakt, zevní postranní vaz, m. biceps femoris, lig. popliteum arcuatum, m. popliteus a laterální hlava m. gastrocnemius.

Tractus iliotibialis je složitě uspořádaný útvar jehož střední část je v celé své délce fixována septem k linea aspera femuru. Střední snopce (tzv. iliotibiální vaz) pokračují přes kloubní štěrbinu k tibií a zesilují retinaculum longitudinale patellae laterale a upínají se těsně pod kloubní štěrbinou. Dorzální úponové snopce (tzv. Kaplanova vlákna) inzerují těsně nad laterálním epikondylem femuru.

Ligamentum collaterale laterale, zevní postranní vaz, začíná vějířovitě na laterálním epikondylu femuru a při extendovaném koleni směřuje distálně a mírně dorzálně (opačně než vnitřní). Upíná se na hlavičku fibuly zhruba 1 cm od jejího apexu.

M. biceps femoris - jeho úponová šlacha vzniká z caput longum poměrně vysoko nad kloubem. Krátká hlava se upíná na mediální stranu šlachy. Ventrálně je povrchová část svalu spojena stehenní povázkou s tractus iliotibialis.

Ligamentum popliteum arcuatum má trojúhelníkovitý tvar a začíná na apexu fibuly svým retinakulem.

M. popliteus má značný stabilizační význam. Jeho šlacha svým průběhem zesiluje kloubní pouzdro, tonizuje lig. popliteum arcuatum a dynamicky stabilizuje laterální kondyl femuru. Tento sval působí při odemknutí kolenního zámku. (95)

Caput laterale m. gastrocnemii se podobá mediální hlavě. V 21% případů se v zevním okraji laterální hlavy vyskytuje sezamská kost fabella. (14)

4.2.2 Intraartikulární stabilizátory

Funkce intraartikulárních stabilizátorů je pro osud kolenního kloubu rozhodující. Tyto nitrokloubní struktury tvoří menisky a zkřížené vazy.

Menisky dělí dutinu femorotibiálního kloubu na femoromeniskální a meniskotibiální část. Zmírňují inkongruenci obou artikulujících kostí a tím se významně podílejí na stabilitě kloubu. Spolu s kloubní chrupavkou působí jako pružnickový systém, který tlumí nárazy artikulujících kostí, např. při doskoku. Jsou to lamely složené na obvodu z hustého vaziva, které přechází ve vazivovou chrupavku. Liší se tvarem i velikostí.

Meniscus medialis je větší, poloměsíčitý a jeho cípy (rohy) se upínají do area intercondylaris anterior et posterior. Ve střední části je pevně srostlý s částí vnitřního kolaterálního vazy. V 95 % případů se poškození menisků týká vnitřního menisku a to vzhledem k jeho menší pohyblivosti.

Meniscus lateralis je téměř kruhový. Jeho přední cíp se upíná v blízkosti předního zkříženého vazy, který do něj někdy vysílá ojedinelá vlákna. Zadní cíp se upíná v area intercondylaris posterior. Laterální meniskus je značně pohyblivý.

Ligamentum transversum genus spojuje přední rohy obou menisků. *Ligamentum meniscofemorale anterius et posterius* fixují zadní cíp laterálního menisku a jdou k vnitřnímu kondylu femuru. (6, 14, 15)

Zkřížené vazy, ligamenta cruciata genus, jsou hlavními nitrokloubními stabilizátory a nejmohutnějšími vazivovými stabilizátory kloubu vůbec. Jsou uloženy ve fossa intercondylaris a jejich uspořádání se během pohybu mění. Jejich popis se proto vztahuje k základní poloze kloubu - extenzi. Rovněž označení „přední“ a „zadní“ není přesné, protože je vztaženo k tibiálnímu úponu obou vazů. Femorální začátky jsou orientovány přesně opačně. Zkřížené vazy jsou intraartikulární avšak extrasynoviální, protože leží mezi dvěma listy synovialis, která probíhá z dorzální plochy kloubu po stranách interkondylické jámy ventrálně a na přední ploše předního zkříženého vazy se oba listy spojují. (6, 14, 22)

Zkřížené vazy jsou tvořeny převážně kolagenním vazivem. Kolagenní fibrily se spojují ve vlákna tvořící fascikuly, které se buď spirálovitě stáčíjí podél osy vazy, nebo probíhají paralelně od začátku přímo k úponu. Z fascikulů spojených řídkou pojivovou tkání, ve které probíhají cévy a nervová vlákna, vzniká vlastní vaz.

Ligamentum cruciatum anterius, přední zkřížený vaz, začíná na polokruhovitém políčku v oblasti dorzální části vnitřní plochy zevního kondylu femuru. Zadní konvexní okraj úponu vazy těsně lemují okraj kloubní chrupavky kondylu. Průměrná šířka ligamenta se zde pohybuje okolo 2,5 cm. Vaz směřuje kaudálně a ventromediálně a upíná se na oválné políčko v area intercondylaris anterior tibiae. Vaz lze rozdělit na delší (3-4 cm) avšak slabší anteromediální část, která tvoří v plné extenzi přední a horní okraj vazy a na kratší (2-3 cm) silnější posterolaterální část, která tvoří v plné extenzi

zadní a spodní okraj vazů. Při 90° flexi se obě části vazů ve svém středu kříží. Průměrná šířka vazů se v jeho střední části pohybuje okolo 11 mm. (6, 14, 15, 24)

Ligamentum cruciatum posterius, zadní zkřížený vaz, začíná vějířovitě na předním okraji zevní plochy vnitřního kondylu femuru těsně při okraji kloubní chrupavky, kde šířka vazů dosahuje 3 cm. Vaz směřuje kaudálně a dorzálně. Laterálně se odchyluje jen nepatrně. Probíhá strměji než přední zkřížený vaz, který zadem kříží. Nejslabší je ve své střední části (13 mm) a kaudálně se opět rozšiřuje. Upíná se v area intercondylaris posterior a úponová vlákna vyzařují až na dorzální plochu tibie zhruba 1,5 cm kaudálně pod úroveň kloubní štěrbin. Opět jej lze rozdělit na dvě části: kratší silnější část posteromediální a slabší část anterolaterální. (6, 15)

Mezi zadní plochou zadního zkříženého vazů a zadní částí kloubního pouzdra se nachází řídká vazivová tkáň, kterou prochází k oběma vazům cévy. Oba zkřížené vazy jsou přibližně stejně dlouhé. Zadní zkřížený vaz je asi o třetinu silnější než přední a je nejsilnějším vazem kolenního kloubu. (6)

4.2.3 Koordinace stabilizačních systémů

Celková stabilita kloubu je zajištěna vzájemným působením jednotlivých stabilizačních systémů (vazy, svaly, kontakt kloubních ploch), jejichž činnost je vzájemně kordinována.

Koordinace mezi vazivovým a svalovým aparátem je zajištěna pomocí kinetického řetězce, který poprvé definoval v r. 1927 Payr. Podle jeho teorie dochází při pohybu i při působení zevních sil k dráždění nervových receptorů, které jsou lokalizovány zejména ve zkřížených vazech a kloubním pouzdru. Tyto proprioreceptory prostřednictvím senzitivních nervových vláken informují centrální nervový systém o postavení kloubu, jeho pohybu a hlavně o napětí vazů. Poté jsou údaje v CNS zpracovány a motorickými nervovými drahami je působením kolemkloubních svalů zajištěna normální, fyziologická činnost kloubu.

Koordinace mezi systémem svalové a „kontaktní“ stability je poměrně jednoduchá. Zvýšená svalová aktivita má za následek i zvýšení tlakové síly působící na kloubní plochy. To vede k jejich elastické deformaci a ke zvýšení stability dané kontaktem kloubních ploch.

Koordinace mezi vazivovým aparátem a systémem stability daným kontaktem kloubních ploch závisí zejména na kinematice kloubu. Změna tenze vazů při pohybu má za následek i určité zvýšení tlakových sil působících v kloubu. Jestliže se však provede tonizace vazů změnou jeho začátku či úponu, může dojít k výraznému zvýšení tenze vazů v určité fázi pohybu a tím i zvýšení tlakových sil. Následkem může být opotřebení kloubních ploch i postupná distenze původně tonizovaného vazů. (14)

4.3 Cévní zásobení kolenního kloubu

Hlavní cévní i nervové kmeny probíhají ve fossa poplitea.

Tepny přicházejí do bohaté kloubní sítě, *rete articulare genus*, jednak z *a. femoralis*, jednak z *a. poplitea*. Z *a. femoralis* přichází na přední stranu kloubu *a. descendens genus* a *r. descendens arteriae circumflexae femoris lateralis*. Z *a. poplitea* přichází na přední stranu kloubu *a. superior medialis et lateralis genus*, na zadní stranu a zadem ke zkříženým vazům a synoviálním řasám kolena přichází *a. media genus* a na zadní a vnitřní / zevní stranu kloubu *a. inferior medialis et lateralis genus*. Vedle *rete articulare genus* je ještě samostatná síť, *rete patellare*, z níž vstupují cévy do okolí pately a do vlastní kosti. Ligamentum patellae dostává cévy z Hoffova tělesa a z cévních sítí v oblasti obou retinakul. Menisky jsou u dospělých vyživovány cévami pouze ve své bazální třetině. Výjimku tvoří rohy, které jsou prostoupeny cévami v celém rozsahu.

Žíly vytvářejí periartikulární pleteň, z níž odcházejí žíly podél přívodných tepen kolena. (6)

4.3.1 Cévní zásobení vazů kolenního kloubu

Vazy jsou obklopené vaskularizovaným synoviálním obalem, ze kterého periligamentózní cévy pronikají napříč do vazů a spojují se, aby utvořily endoligamentózní síť. Hlavní krevní zásobení zkřížených vazů vzniká z *a. media genus*, i když *a. inferior lateralis genus* se může také podílet. (47)

4.4 Nervové zásobení kolenního kloubu

Vlastní struktury kolena jsou bohatě senzitivně inervovány. Na senzitivní inervaci kolene se podílejí *n. femoralis*, *n. peroneus communis*, *n. tibialis*, nekonstantně *n. obturatorius* a *n. ischiadicus* (při nízkém štěpení). Z *n. femoralis* přichází *n. saphenus* a z něho *r. infrapatellaris* pro přední stranu kloubního pouzdra. Z *n. tibialis* přicházejí vlákna pro mediální dvě třetiny zadní strany pouzdra. Z *n. peroneus communis* odstupují vlákna pro laterální třetinu zadní strany pouzdra. Zadní stranu pouzdra nekonstantně inervuje *n. obturatorius*.

Nejbohatší senzitivní pleteně jsou v kloubním pouzdru, ve zkřížených vazech, v postranních vazech a v periostu. Menisky obsahují senzitivní vlákna pouze ve své bazální třetině a kloubní chrupavka je postrádá úplně. Je však obklíčena nervovými vlákny, která přicházejí z kloubního pouzdra až do oblasti přechodné zóny mezi pouzdrem a chrupavkou.

Nervové svazky obsahují větší počet nemyelinizovaných vláken, která vazomotoricky inervují cévy. Menší počet myelinizovaných vláken tvoří senzitivní nervová zakončení.

Svaly působící jako dynamické stabilizátory kolenního kloubu jsou inervovány z různých nervů plexus lumbosacralis. *N. femoralis* inervuje *m. quadriceps femoris* a *m. sartorius*, *n. obturatorius* inervuje *m. gracilis*, *n. ischiadicus* inervuje semisvaly a *m. biceps femoris* a *n. tibialis* pak zásobuje *m. popliteus* a *m. gastrocnemius*. (14, 15)

4.4.1 Inervace vazů kolenního kloubu

Vazy kolenního kloubu jsou bohatě inervované. Nervy probíhají podél peri- a endoligamentózních cév. Zde se některé nervy rozvětvují a vysílají nervová vlákna do kolagenní hmoty vazů. Vazy obsahují komplex mechanoreceptorů různých druhů, které slouží k propriocepci a motorické kontrole.

Z nervových pletení kloubního pouzdra dosahují vlákna i do zkřížených vazů a menisků. Pro zajímavost přední zkřížený vaz se z 1 až 2,5% svého objemu skládá z nervové tkáně. (47)

4.5 Kineziologické a biomechanické aspekty kolenního kloubu

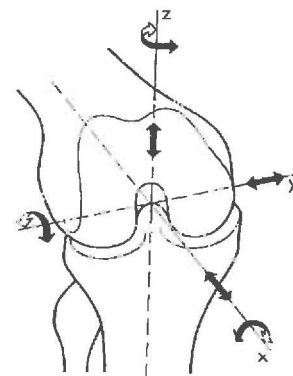
Kolenní kloub umožňuje přizpůsobovat délku končetiny potřebám lokomoce, umožňuje měnit vzdálenost trupu od terénu, po kterém se pohybujeme. Musí plnit dva protichůdné požadavky: umožnit stabilitu při současné mobilitě, proto je složitý a komplikovaný. (95)

Na kolenní kloub se kladou mimořádně velké požadavky při stoji, chůzi, běhu, skocích a jiných pohybech. Při velkém rozsahu pohybu, který umožňuje, musí svaly a vazy zabezpečovat jeho pevnost a bezchybnou stabilizaci v každé poloze. Kolenní kloub musí odolávat a zajišťovat optimální přenos tlakových sil vzniklých hmotností těla a činností mohutných svalů, které ho obklopují. Spojuje nejdelší páky v těle, stehenní a holenní kost, proto jsou momenty sil působící na koleno neobyčejně velké. Mechanickému zatížení je však kolenní kloub dobře přizpůsobený svojí velikostí, strukturou a tvarem. (14, 55)

4.5.1 Pohyby kolenního kloubu

Kolenní kloub představuje velmi složitý systém. Kloub je válcového typu a lze říci, že je kombinací kladkového a kolového kloubu. (68)

Základní postavení kolenního kloubu je plná extenze. Při extensi jsou napjaty postranní vazy a všechny vazivové útvary na zadní straně kloubu. Femur, menisky a tibie pevně vzájemně naléhají a koleno je „uzamknuté“. Střední postavení kolena je v 20-30° flexi, kdy patela leží přesně na facies patellaris femoris.



Obr. 2 Osy pohybů. (14)

Proložíme-li středem kolenního kloubu tři základní roviny (frontální, sagitální a transverzální), protnou se ve třech přímkách značených na obr. 2 jako x , y , z , které jsou zároveň osami možných pohybů v kolenním kloubu. Kolem těchto os je teoreticky možno provést celkem šest druhů pohybu: tři rotační (rotace kolem os x , y , z) a tři translační (posun podél os x , y , z).

Rotační pohyb kolem osy y je označován jako flexe - extenze, pohyb kolem osy z jako vnitřní - zevní rotace bérce a pohyb kolem osy x abdukce - addukce. (14, 15, 68)

Translační pohyb podél osy x se označuje jako přední a zadní zásuvkový příznak. K translaci podél osy z dochází působením tlakových sil a značí kompresi a distrakci. Translační pohyb podél osy y je téměř nemožný, může k němu dojít pouze při poranění vazivového aparátu. (14, 84)

Zakřivení kondylů femuru a mělké jamky kondylů tibie spolu s funkčním vlivem vazivového aparátu umožňuje kolennímu kloubu dva stupně volnosti, přičemž první se vztahuje k ose y , kolem které dochází k pohybu do flexe a extenze v sagitální rovině a druhý stupeň volnosti se vztahuje k ose z , tedy vnitřní a zevní rotaci bérce, kterou však není možné provést při plné extenzi kloubu. (51)

Aktivní pohyby, které lze v kloubu provést přímo prostřednictvím svalů, jsou flexe - extenze a vnitřní - zevní rotace bérce. Ostatní pohyby jsou pouze pasivní a jejich rozsah je velmi malý. (6)

Základním pohybem v kolenním kloubu je flexe a zpětná extenze, ale geometrické poměry kloubních ploch, vazy a menisky automaticky přidružují k flexi a extensi další souhyby a proto je pohyb bérce vůči stehenní kosti prostorový.

Největší význam z tvaru kloubních ploch má nesoustředěné zakřivení kondylů femuru, které mají v sagitální rovině tvar spirály. Jednotlivé části kloubní plochy mají různý poloměr křivosti, který se dorzálně postupně zmenšuje a tím narůstá zakřivení kondylu. Z těchto důvodů neexistuje stálá osa pohybu, kolem které by se kolenní kloub pohyboval. V závislosti na stupni flexe dochází ke kontinuálnímu překládání středu rotace (tzv. instantní centrum rotace) po křivce, jejíž tvar je pro každý kolenní kloub individuální. Střed ohýbání se posunuje po ploše, kterou pokrývá kruh o průměru 20 až 25 mm. Důsledkem je kombinace odvalování a kluzu kondylů femuru po ploškách kondylů tibie během ohýbání kolena. Pohyb z flexe do extenze a zpět je tedy dosti složitý. (6, 14, 68, 69)

Na vlastní průběh flexe v kolenním kloubu existují dvě základní teorie, které se od sebe poněkud liší. Klasickou teorii vypracovala německá anatomická škola (bratři Weberové 1836, Meyer 1853, Fick 1911, Strasser 1917) a traduje se v podstatě nezměněna dodnes. Proti některým faktům této teorie vystoupil v roce 1974 rakouský ortoped A. Menschik. (14)

Klasická teorie

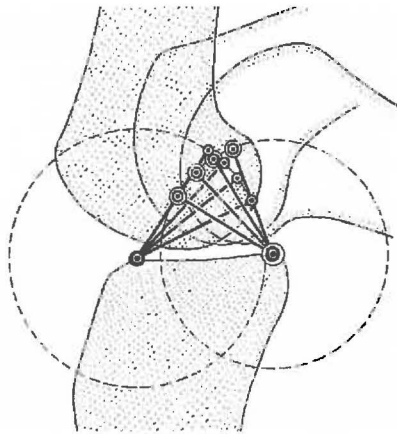
1. *Počáteční rotace*, při níž tibia rotuje dovnitř (při fixovaném bérce k podložce rotují kondyly femuru zevně), je spojena s flexí v prvních 5° pohybu. Osa této rotace jde z hlavice femuru do středu laterálního kondylu, takže laterální kondyl se otáčí, mediální kondyl se posouvá. Počáteční rotací se uvolní ligamentum cruciatum anterius, které kontroluje její průběh. Jeho případné přerušení nezabrání vzniku této rotace, změní však centrum rotace. Počáteční rotací dochází k „odemknutí kolena“. Rotační pohyb probíhá kolem osy y a v malé míře doprovází flexi až do 30°.

2. *Valivý pohyb* uskutečňuje flexi po počáteční rotaci. Probíhá v meniskofemorálních kloubech - kondyly femuru se valí dorzálně po plochách tvořených menisky a tibiálním plató. Osa flexe je při valivém pohybu instantní a pohybuje se směrem dorzálním. Při dosažení asi 20° flexe přechází pohyb valivý v klouzavý a to nejdříve v mediálním femorotibiálním kloubu a s malým opožděním pak v laterálním femorotibiálním kloubu.

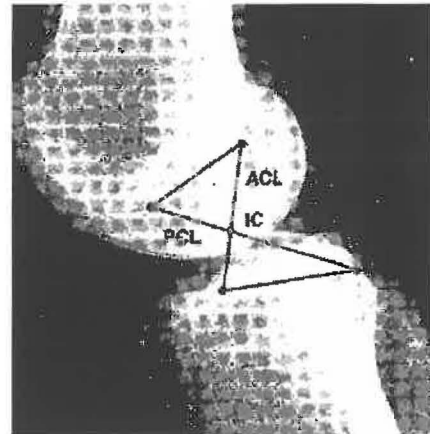
3. *Posuvný (klouzavý) pohyb* kondylů femuru po tibiálním plató dokončuje flexi a uskutečňuje se podél osy x a z . Osa flexe se stabilizuje a probíhá v těsné blízkosti obou femorálních epikondylů. V konečné fázi flexe mění menisky kolem femuru svůj tvar a spolu s kondyly se posouvají po tibií dozadu. Konečná fáze flexe je tedy spojena s „posuvným“ pohybem v meniskotibiálním kloubu. Před jejím dokončením dochází k rotaci bérce podél osy z vlivem rozdílných tvarů kondylů femuru. (6, 14, 15, 68)

Menschikova geometrická teorie

Menschik vycházel z analýzy plošného geometrického modelu kolenního kloubu. Podle něj se při flexi pohybuje tibiální plató jako tangenta po obvodu kloubních ploch femuru. Při tomto pohybu tvoří femorální začátky obou zkřížených vazů centrum rotace pro patřičný vaz. Během pohybu zůstává konstantní vzdálenost mezi femorálními začátky i tibiálními úpony zkřížených vazů. Tím vzniká plošný obraz překříženého čtyřúhelníku. Spojnice femorálních začátků, tibiálních úponů a zkřížené vazy svými rozměry determinují tvar kloubních ploch femuru. (14, 20, 64)



Obr. 3 Zkřížené vazy „pohybující se“ po oblouku během flexe a extenze. (64)



Obr. 4 Model překříženého čtyřúhelníku. (20)

Menschik také odmítal tvrzení, že při flexi nejdříve dochází k valivému a poté klouzavému pohybu. To by podle něj bylo geometricky neudržitelné. Podle jeho výzkumů probíhají oba pohyby současně a v průběhu flexe se mění pouze jejich vzájemný poměr. Ten je na začátku flexe asi 1:2 a na konci flexe asi 1:4. (6, 14, 68)

Z této teorie lze přejímat pouze obecné principy, protože se dopouští mnohých zjednodušení a vychází z některých nesprávných údajů.

Již Fuss v r. 1989 ve své „rentgenové“ studii poukázal na to, že ne všechny části zkřížených vazů jsou napnuté v jednotlivých pozicích kloubu stejně. Podle něj lze Menschikovu teorii aplikovat pouze na „řídící svazky“ zkříženého vazů, pro které platí, že se vzdálenost mezi začátkem a úponem během flexe a extenze nemění a proto jsou napnuté. (30)

Průběh flexe v sagitální rovině zajišťují také postranní vazy společně s interkondylickou eminencí tibie. Hlavní význam mají zkřížené vazy, které zajišťují vzájemnou koordinaci všech tří pohybů (hlavně valivého a klouzavého). Tato koordinace je při rozdílné velikosti kloubních ploch kondylů femuru a tibie pro pohyb v kolenním kloubu nezbytná. (6, 14, 20)

Při extenzi probíhá celý děj opačně: extenze začíná posuvným pohybem kondylů femuru dopředu, pokračuje valivým pohybem femuru a končí „terminální rotací“ tibie zevně. Ta je podmíněna tvarem ventrální části mediálního kondylu femuru a napětím ligamentum cruciatum anterius. Přibližně od 30° flexe se tenze předního zkříženého vazů zvyšuje a zcela napnut je zhruba při 15° flexi. Jelikož by další extenze nebyla

vzhledem k jeho napětí možná, dochází k zevní rotaci bérce asi o 20°. Centrum tohoto rotačního pohybu leží v těsné blízkosti tuberculum mediale eminencia intercondylaris. Rotace tibie snižuje napětí vazů a umožní další extenzi až „uzamknutí“ kolenního kloubu. (6, 14) Kolenní zámek je důležitý stabilizační mechanismus podporovaný i aktivitou ischiokrurálních svalů, které zvyšují stabilitu a pevnost mechanického zámku ve stoji. (95) V plné extenzi se napne většina statických stabilizátorů: oba zkřížené i postranní vazy, kloubní pouzdro a také dynamické stabilizátory. (20)

Patela se při flexi posouvá distálně a při extenzi proximálně. Rozsah jejího posunu je 5-7 cm.

Fyziologický rozsah flexe je limitován kontaktem svalstva na zadní straně stehna a bérce nebo dotykem paty a gluteálních svalů. (44) Zakřivení kontaktní plochy kondylů femuru dává možnost flexe až 160°. Rozsah je tedy 130-160°, aktivně maximálně do 140°. Zbývajících 20° flexe lze dosáhnout pasivně, např. působením hmotnosti těla při dřepu. (14)

Extenze může po „uzamknutí“ kloubu pokračovat v rozsahu asi 5° do hyperextenze, která u jedinců s větší laxitou vazů bývá až 15°. Extenze je limitována napětím dorzální části kloubního pouzdra, ligamentum popliteum obliquum arcuatum, ligamenta cruciata genus a ligamenta collateralia genus. (44)

Samostatné **rotace vnitřní a zevní** jsou v kolenním kloubu možné jen za současné flexe, kdy je kloub „odemknutý“. Rotace probíhají hlavně v meniskotibiálním skloubení, za současného posunu menisků. Více se posouvá laterální meniskus. (15)

Rotační pohyb je poměrně málo ovlivněn tvarem kloubních ploch. Rozhodující vliv má uspořádání vazů. Z hlediska rotací lze rozdělit do tří pilířů: centrální tvoří zkřížené vazy, mediální pilíř tvoří vnitřní postranní vaz a kloubní pouzdro a laterální pilíř se skládá ze zevního postranního vazů a kloubního pouzdra. Kondyly femuru jsou takto stabilizovány z obou stran. Vnitřní kondyl je z mediální strany stabilizován vnitřním postranním vazem a z laterální strany zadním zkříženým vazem. Zevní kondyl je pak z mediální strany stabilizován předním zkříženým vazem a z laterální zevním postranním vazem. (14, 84)

Důležitým faktorem je průběh obou zkřížených vazů ve frontální rovině. Zatímco zadní zkřížený vaz probíhá téměř vertikálně, sklon předního zkříženého vazů je mnohem větší. To při rotacích umožňuje větší volnost laterálního kondylu. Izolované poškození centrálního pilíře (tzn. jednoho ze zkřížených vazů) má malý vliv na změnu lokalizace centra rotace i na rozsah vlastních rotačních pohybů. Naopak poškození periferních pilířů (zejm. mediálního) má na rotační pohyby mnohem větší vliv. (6, 14, 84)

Rozsah rotací se zvětšuje s postupnou flexí kolena a to hlavně během prvních 30°. Největší rozsah rotačních pohybů je zhruba mezi 45° a 90° flexí. (6, 14) Dle Vélého je maximální rotace možná při asi 80° flexi, kdy může dosáhnout až 60°. Rozsah vnitřní rotace je asi 17° a zevní přibližně 21°. (95) Dle Brunströma se rozsah vnitřní rotace pohybuje mezi 5-10° a zevní mezi 30-40°. (10)

Rozsah zevní rotace bérce je určen zejména napětím vnitřního postranního vazů, kdy po jeho protěti se rozsah zvětší na dvojnásobek. Při vnitřní rotaci bérce má kromě laterálních kapsulárních stabilizátorů velký význam přední zkřížený vaz. Bývá označován jako primární stabilizátor vnitřní rotace bérce. Je to dáno jeho šikmým průběhem ve frontální rovině, čímž je femorální začátek vazů více vzdálen od centra rotace. Vaz tak působí na zevní kondyl femuru jako „otěž“, která vodí a současně stabilizuje kondyl během vnitřní rotace. Dále se na omezení vnitřní rotace podílejí zevní postranní vaz, iliotibiální trakt, posterolaterální část pouzdra a zevní meniskus. (6, 14)

Velký vliv na rozsah rotačních pohybů má také působení axiálního tlaku. Jeho působením klesá rozsah rotačních pohybů na polovinu oproti kloubu nezátíženému. (14)

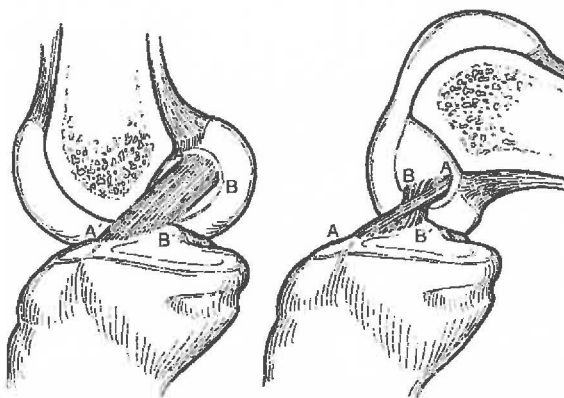
Počáteční rotace při flexi kolenního kloubu probíhá kolem osy *y*. Rotace před dokončením flexe probíhá kolem osy *z*. Nepatrná rotace je umožněna též kolem osy *x*. (68)

Mezi zevní rotátory tibie patří *m. biceps femoris* a *m. tensor fasciae latae*. Zevní rotátory současně působí jako dynamičtí synergisté laterálních kapsulárních struktur a předního zkříženého vazů a naopak jsou antagonisty mediálních kapsulárních struktur. U vnitřních rotátorů je tomu opačně. K vnitřním rotátorům se řadí *m. popliteus*, *m. semimembranosus* a svaly *pes anserinus* - poměr jejich rotačního a flexorového účinku závisí na stupni flexe v kolenním kloubu. (95)

Dukční pohyby jsou pouze pasivní, vznikají působením zevních sil a jejich fyziologický rozsah je velmi malý. Snadno však vedou k poškození vazivového aparátu kloubu. Při dukčních pohybech neexistuje antagonismus svalů, protože svaly nejsou schopné tyto pohyby vyvolat, ale pouze neutralizovat. Proti násilné abdukci působí m. vastus medialis, skupina pes anserinus, m. semimembranosus a mediální hlava m. gastrocnemius. Naopak proti násilné addukci působí m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. popliteus a laterální hlava m. gastrocnemius. (14)

4.5.2 Napětí zkřížených vazů při pohybech kolenního kloubu

Přední zkřížený vaz je napjatý v plné extenzi (nejvíce jeho posterolaterální část). Při flexi nad 15° začíná jeho tenze klesat a minima dosahuje přibližně mezi 30-40°. S další flexí začíná tenze opět narůstat, takže při 90° je silně napnuta zejména jeho anteromediální část. (84) Defrate et al. uvádí, že se přední zkřížený vaz s postupnou flexí zkracuje. Jeho délka je v 90° flexi asi o 10% menší oproti plné extenzi. (18) Zevní rotací bérce dochází k relaxaci vazů, pouze v krajní poloze se začíná lehce napínat. Vnitřní rotace bérce přední zkřížený vaz naopak silně napíná. (14, 47)



Obr. 5 Schematické uspořádání předního zkříženého vazů v extenzi a v 90° flexi. (84)

Zadní zkřížený vaz je v plné extenzi napnutý pouze částečně - jen jeho posteromediální část, která se během prvních 20° flexe relaxuje. Napínat se však začíná anterolaterální část. Asi při 30° flexi se vaz napíná jako celek a svou tenzi si udržuje i během dalších fází pohybu. Rotace na něj nemají takový vliv, jako na přední zkřížený vaz, ale jeho tenze mírně vzrůstá s vnitřní rotací bérce. (14)

Jistá část vláken zkřížených vazů je vždy napjata, ať jde o flexi či extenzi.

4.5.3 Funkce vazů a svalů kolenního kloubu

Nejdůležitější funkcí kolenních vazů a svalů je zpevňovat kloub proti patologickým posunům ve všech polohách a to zejména při zatížení.

Vazy společně s tvarem kloubních ploch rozhodují o kinematice kloubu.

Postranní vazy se napínají při extenzi, při flexi se povolí a umožňují rotaci bérce. Svoji činností zabraňují především patologickým bočným posunům tibie proti femuru. Ligamentum collaterale laterale spolu s tractus iliotibialis brání varozitě (vybočení) kolen, valgózní postavení (vbočení) je omezeno napětím ligamentum collaterale mediale a flexorů kolena.

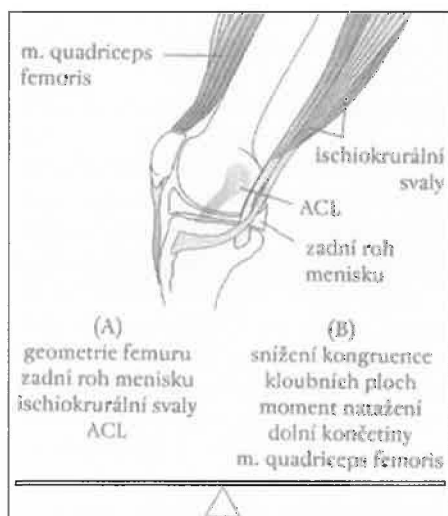
Síla ligamentum patellae omezuje flexi kolena.

Zkřížené vazy jsou klíčem ke stabilitě kolenního kloubu. Jejich úlohou je zabraňovat patologickým posunům tibie ventrálně nebo dorzálně zejména v těch polohách, které nemohou zajišťovat postranní vazy ani stehenní svalstvo. V určitém stupni „páčení“ bérce do valgosity nebo varozity brání i rozevírání kloubní štěrbiny (stabilizují tedy i ve frontální rovině). Oba zkřížené vazy mají nezastupitelnou funkci při koordinaci klouzavého a valivého pohybu kondylů femuru po tibiálních plató. Jakmile dojde k přerušení jednoho z nich (většinou předního), dochází ke změně poměrů ve prospěch valivého pohybu. To má za následek i změnu tribologických poměrů, kdy dochází k abnormálnímu otěru částic kloubní chrupavky a k jejímu předčasnému opotřebení. Žádná extraartikulární operace nemůže tuto mechanickou funkci zkřížených vazů nahradit. Oba vazy figurují i v koordinaci rotačních pohybů. Omezují vnitřní rotaci bérce tím, že se na sebe navíjejí (přední zkřížený vaz se „obtáčí“ kolem zadního). (6, 14)

Přední zkřížený vaz v extenzi zabraňuje jakékoliv vnitřní rotaci tibie. (14) Také brání nadměrným posunům tibie ventrálním směrem. Flexory kolenního kloubu (m. biceps femoris, m. semimembranosus a svaly skupiny pes anserinus), které táhnou proximální část tibie vzad, jsou jeho synergisté a současně antagonisté zadního zkříženého vazů. Jejich koaktivace spolu s m. quadriceps femoris vede ke snížení napětí předního zkříženého vazů. (20)

Zadní zkřížený vaz stabilizuje koleno tím, že brání posunu nebo luxaci tibie směrem dozadu. Jeho synergistou je extenzorový aparát kolenního kloubu, m. gastrocnemius a

m. popliteus, které rovněž zabraňují dorzálnímu posunu proximální části tibie. Současně jsou antagonisté předního zkříženého vazy. (32)



Obr. 6 Rovnováha mezi strukturami, které brání přednímu posunu tibie proti femuru a silami, které se snaží přední dislokaci tibie způsobit. (32)

Svaly zajišťují aktivní pohyb a svým tonem určují směr výsledné tlakové síly působící na kontaktní plochy kloubu. Tvoří výkonnou složku kinetického řetězce. Správná funkce dynamických stabilizátorů kolena chrání ty statické před poškozením a také může podstatnou měrou kompenzovat porušenou funkci zkřížených vazů.

M. quadriceps femoris, m. biceps femoris, m. semimembranosus a svaly skupiny pes anserinus mají mimořádný stabilizační význam při 30-60° flexi kolenního kloubu, kdy je vazivový aparát nejzranitelnější. V tomto rozsahu flexe jsou totiž vazy kolenního kloubu jako celek nejméně napnuty a také dochází k prudkému zvětšení rozsahu rotačních pohybů. Tyto silné svaly stabilizují kloub při flexi, rotaci i dukci. Jednotlivé účinky uvedených svalů závisí na postavení kloubu. V extenzi a na počátku flexe je největší jejich dukční složka, která se s postupnou flexí zmenšuje a naopak vzrůstá složka flekčně-rotační. Přibližně při 45° flexi jsou dukční a flekčně-rotační složka daných svalů v rovnováze. V 90° flexi je dukční složka téměř nulová a složka flekčně-rotační dosahuje maxima. (14)

Při vzpřímení ze sedu, kdy se extenduje koleno pomocí m. rectus femoris a mm. vasti, se současně aktivují flexory kolena, které by měly podle zásady reciproční inervace naopak extenzi kolena bránit. Vzájemné protisměrné působení obou svalových skupin se změní ve stabilizační funkci, podporují se a dochází ke vzpřímení. Tomuto fenoménu se říká *Lombardův paradox*. (95)

Velké fascie svalů trupu zasahují pomocí iliotibiálního traktu až za kolenní kloub, proto mohou vlivy velkých smyček a složitých řetězců zasahovat i do oblasti kolenního kloubu. (95)

4.5.4 Zatížení kolenního kloubu

Funkce kolenního kloubu je spjata s přenosem tlakových sil. Tyto síly vznikají působením hmotnosti těla a aktivní svalovou činností. Na přenosu tlakových sil se podílejí menisky, hyalinní kloubní chrupavka a subchondrální spongiózní kost. Všechny tyto struktury jsou schopny elastické deformace.

Průběh deformace v závislosti na velikosti tlakové síly lze rozdělit do dvou fází: *inkongruentní*, kdy je při působení tlakové síly 500 N kontakt obou kostí zprostředkován hlavně menisky a částečně přímým kontaktem kloubních chrupavek, přičemž dochází k jejich elastické deformaci a *kongruentní*, kdy jsou při působení tlakové síly 1000 N kloubní plochy v plném kontaktu, včetně centrálních částí tibiálních kondylů. Dochází k elastické deformaci i subchondrální spongiózní kosti.

Převážná část zatížení kolenního kloubu se přenáší přes laterální kondyly femuru. Oblast interkondylické incisury a mediální okraj femuru jsou odlehčené. Obdobně to platí i pro tibií. Koncentrace tlakových napětí je více situována do oblasti laterálního kondylu femuru a tibie, zatímco koncentrace tahových napětí je ve vnitřní části mediálního kondylu femuru a v zevní části laterálního kondylu tibie. Oblast interkondylické incisury je také namáhána tahovým napětím.

Gradientsy napětí se v kolenním kloubu vyrovnávají v epifýze a diafýza je namáhána již rovnoměrně. Směry silových toků odpovídají trámčové struktuře v epifýze.

U zdravého kloubu výslednice zatěžovacích sil působí v mechanické ose končetiny procházející těžištěm hlavice kyčelního kloubu, středem kolenního kloubu (nebo nepatrně zevně od něho) a středem hlezna. U deformovaného kloubu tato podmínka není splněna. Dochází k přetěžování některé z částí femorotibiálního kloubu a ke kompenzačnímu postavení a asymetrickému přetěžování kloubů sousedních. Proto je při operačním zásahu velmi důležité zachování optimální mechanické osy končetiny.

Pro klinickou praxi je důležité, že zatížení kolenního kloubu velmi významně zvyšuje jeho tuhost ve smyslu sníženého antero-posteriorního, dukčního či torzního

posunu při působení zevní síly. Dochází ke zvýšení celkové kloubní stability. To platí i při ruptuře předního zkříženého vazů.

Zvýšené zatížení vyprodukované volní izometrickou kontrakcí svalů okolo kolenního kloubu způsobuje významné zvětšení jeho tuhosti. Aktivní sval se vyznačuje vyšší tuhostí než sval pasivní (bez nervosvalové stimulace). Tuhost svalů narůstá se stupněm excitace. Jedinci v dobré fyzické kondici proto dokáží výrazněji zvýšit stabilitu kolenního kloubu. Pokud jsou simultánně aktivované extenzory i flexory kolenního kloubu, zatížení kolena je největší, tlakové síly jsou rovnoměrněji rozloženy na kloubní povrch, tuhost kloubu a kloubní stabilita je vyšší. I proto je velmi důležitá svalová koordinace, která přispívá k funkční kloubní stabilitě. (14, 47, 68)

4.5.5 Význam biomechanických znalostí kolenního kloubu

Z biomechanického hlediska je poznání kolenního kloubu pro potřeby současné ortopedie nedostatečné. Zejména jde-li o predikci důsledků operace kolenního kloubu na silový přenos ve femorotibiálním skloubení a na změnu funkčních vlastností m. quadriceps femoris.

Z kinematického hlediska je femorotibiální systém skloubení modelován jako křížový čtyřkloubový mechanismus daný úpony a vlastním průběhem zkřížených vazů. Jeho použití je však limitováno jen na odvození tvaru styčných ploch ve střední části rozsahu kloubní pohyblivosti a na vysvětlení funkce zkřížených vazů v limitních pozicích, kdy mají funkci mechanických zážek. Komplexní matematické modelování kolenního kloubu, funkce vazů a působících svalových sil je stále otevřenou otázkou. Může však přinést velmi důležité poznatky pro operační techniky i fyzioterapeutické postupy. (68)

4.6 Reologie

V experimentální části práce jsou mimo jiné zjišťovány reologické vlastnosti kolenního kloubu s pomocí reologického modelu, proto zařazuji tuto významnou kapitolu.

Reologie se zabývá obecnými mechanickými vlastnostmi látek, deformací a tokem látek vlivem působícího napětí. Jejím úkolem je stanovit vztah mezi napětím, deformací a rychlostí deformace pro jednotlivé látky. (112)

Mnohé látky kombinují vlastnosti elastické pevné látky a viskózní kapaliny. Proto se označují jako viskoelastické. V plastických látkách se „tečení“ objeví až po překročení mezního napětí. Z řeckého panta rhei (všechno teče) je odvozen i název disciplíny reologie, k jejímuž vzniku vedl rozvoj mechaniky kontinua.

Pro popis složitých látek se vytváří obecné reologické modely kombinující elastické, viskózní a plastické látky. Mezi reologicky nejsložitější patří biolátky. Kromě toho, že jejich reologické vlastnosti lze in vivo ovlivnit vůlí jedince, zůstává složitá závislost vlastností biolátek na vnějších podmínkách. Především jde o vlhkost, teplotu, mechanické namáhání, ale také o psychický stav organismu, stav jeho aktivity, únavu apod. Také schopnost značně se deformovat ztěžuje jejich reologický popis.

Bioreologie, zabývající se popisem biologických struktur, je typická mezioborová věda, jejímž zdrojem je biomechanika. (35)

4.6.1 Obecné biomechanické a reologické vlastnosti biologických struktur

Vlastnosti biologických struktur jsou výrazně interindividuální a závislé na okamžitém stavu jedince a na jeho komplexní historii (roli hrají: pohlaví, genetické předpoklady, věk a stárnutí, výživa, hydratace, biorytmy, životní styl, práce, historie zatěžování a únava, metabolické a neurofyziologické pochody aj.). (81)

Silově deformační charakteristika tkáňových struktur charakterizuje základní mechanické vlastnosti a z jejich časové závislosti pak jejich základní reologické vlastnosti: viskozitu, elasticitu, plasticitu a hmotnost.

Biomechanické vlastnosti biomateriálů jsou do značné míry dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem některých z nich (např. vazů) jsou vlákna elastinu a kolagenu. Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných

deformací (až 150%), kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Míra zastoupení jednotlivých vláken a jejich prostorové uspořádání výrazně určují výsledné mechanické vlastnosti, které jsou navíc ovlivněny množstvím amorfni mezibuněčné hmoty.

Biologické tkáně se vyznačují viskoelastickými vlastnostmi a nelineárním průběhem zátěžové křivky. Obecně patří mezi materiály anizotropní a nehomogenní. Jsou to tzv. otevřené systémy, které s okolím sdílí hmotu, energii a informace. Na základě schopnosti zpětné vazby jsou adaptabilní.

Viskoelastická je typickou vlastností, která modifikuje poddajnost biologických struktur. Variabilita těchto vlastností je značně široká: od reálné newtonovské kapaliny (synoviální tekutina, krev, lymfa), přes různorodost měkkých tkání až po rozmanitost kostí. Viskoelastická biomateriálů se projevuje závislostí tuhosti na rychlosti deformace, hysterézní křivkou při změnách zatížení a projevy relaxace a *creepu* v čase. (109)

Hystereze vyjadřuje závislost momentálního stavu na stavech předchozích. Graf průběhu změn při cyklickém opakování podmínek se nazývá hysterézní křivka. Při cyklickém nárůstu a poklesu síly F (popř. napětí) působící na vzorek nesouhlasí křivka deformace vzniklá při nárůstu síly s křivkou vzniklou při poklesu síly. To je známo jako hysterézní efekt, který značí disipaci energie. Takto reaguje systém s viskoelastickými vlastnostmi, který na působení síly nereaguje okamžitě - elasticky, ale opožděně - viskoelasticky. Plocha hysterézní křivky odpovídá množství disipované energie. Vrcholové zatížení s rostoucím počtem cyklů klesá, ale křivky deformace se při vzrůstu a poklesu síly F stávají opakovatelnými. (5, 102)

Při aplikaci vnější síly (či deformace) se kromě okamžité deformační odezvy v průběhu času, při nezměněných podmínkách, projevuje pozvolný nárůst deformace, který se nazývá tečení neboli *creep*. Je-li vzorek náhle zatížen a deformace pak zůstává konstantní, odpovídající indukované napětí s časem klesá. Tento jev se nazývá *relaxace napětí* - stress relaxation. Když je vzorek vystaven harmonicky se měnícímu napětí, deformační odpověď je fázově posunutá harmonická funkce. Fázové posunutí a poměr amplitud obou harmonických funkcí jsou viskoelastické charakteristiky zkoumaného vzorku při dané frekvenci. Tyto projevy lze modelovat.

Biologická pevnost je hraniční napjatost, která působí-li po určitou dobu či opakovaně, způsobí spontánní snižování mechanických vlastností a resorpci biologického materiálu. Ke změnám mechanických vlastností biologických tkání dochází i v důsledku jejich imobilizace. (109)

4.6.2 Základní reologické modely

Pro modelování reologických vlastností biologických tkání se používají jednoduché prvky, které reprezentují základní vlastnosti - elasticitu, plasticitu a viskozitu. (112)

Elasticita je charakterizována tuhostí neboli Youngovým modulem pružnosti. (112) **Hookův zákon** pro tah, základní vztah teorie pružnosti, kdy dochází k objemové i tvarové deformaci, se uvádí ve tvaru:

$$\frac{\Delta l}{l_0} = \frac{1}{E} \frac{F}{S}, \text{ resp. } e = \frac{1}{E} \sigma$$

Relativní prodloužení $\Delta l/l_0 = e$ (někdy označované ε) je úměrné působícímu tahovému napětí $F/S = \sigma$, přičemž konstantou úměrnosti je převrácená hodnota Youngova modulu (modulu pružnosti v tahu) E .

Při reologické klasifikaci se však dává přednost porovnávání vlastností látek při tvarové (smykové) deformaci, proto se reologická rovnice vyjadřuje pro smyk:

$$\gamma = \frac{1}{G} \tau$$

Platí tedy, že pro „Hookovskou“ klasickou elastickou látku je smykové napětí τ přímo úměrné smykové deformaci γ . Graficky se proto vyjadřuje přímkou a modelem je pružina s připsanou hodnotou modulu pružnosti ve smyku G vystihující tuhost pružiny.

Předpokladem samozřejmě je, že můžeme látky idealizovat jako homogenní, tj. stejné struktury a stejných vlastností ve všech bodech tělesa, izotropní, tj. takové, které mají ve všech směrech stejné materiálové vlastnosti a dokonale lineárně pružné - modul pružnosti je konstantní.

Hookův zákon platí, jen pokud jsou splněny dva předpoklady: napětí nepřestoupí mez úměrnosti (viz. kap. 4.7.2) a nepůsobí v příčných směrech. Působí-li totiž v příčných směrech další normálová napětí, mají rovněž vliv na přetvoření v uvažovaném

směru. Síla působící protažení ve směru svého vektoru, současně způsobuje příčnou kontrakci v kolmých směrech.

Normálové napětí σ_x ve směru osy x vyvolává kromě protažení ve směru svého působení také zkrácení ve směrech y, z (záporné protažení). Příčný rozměr se zkracuje m -krát méně, než se prodlužuje délka ve směru tahových sil. Číslo m se nazývá Poissonova konstanta, která vždy musí být větší než 2. Převrácená hodnota Poissonovy konstanty se nazývá Poissonovo číslo a značí se μ . Je to poměr relativního příčného zkrácení a relativního podélného prodloužení.

Napětí σ_x tedy vyvolává relativní deformace:

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E}, \quad \varepsilon_y = \varepsilon_z = -\frac{\varepsilon_x}{m} = -\mu \frac{\sigma_x}{E}$$

Analogicky i napětí σ_y a σ_z vyvolávají obdobné relativní deformace.

Sečteme-li účinky všech tří napětí na protažení ve směru x , dostaneme výsledné poměrné protažení:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} * [\sigma_x - \mu(\sigma_y + \sigma_z)]$$

a v ostatních směrech:

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} * [\sigma_y - \mu(\sigma_z + \sigma_x)] \quad \varepsilon_z = \frac{1}{E} * [\sigma_z - \mu(\sigma_x + \sigma_y)]$$

Tyto závislosti udávají tzv. **rozšířený Hookův zákon**, jenž stanoví deformaci za současného působení normálových napětí ve třech kolmých směrech na zatěžovaný prvek.

Modul pružnosti v tahu E , modul pružnosti ve smyku G a Poissonovo číslo μ jsou tři materiálové konstanty, které v pružném oboru plně charakterizují daný materiál. Ovšem jen dvě materiálové konstanty jsou na sobě nezávislé, protože mezi nimi platí vztah:

$$\frac{E}{G} = 2 * (1 + \mu)$$

Elastické vlastnosti biologických látek patří k těm nejsložitějším, i když v principu musí být elastické. Po vymizení vnějšího namáhání se musí alespoň přibližně vrátit do

svých původních rozměrů. Situace je ovšem komplikovaná řadou dalších vlivů, jakými jsou např. vlhkost, teplota, ale též psychický stav organismu, únava apod.

Pomineme-li tyto specifické vlivy a soustředíme se jen na vztah mezi napětím a deformací biolátek, bude se jednat o nelineárně elastické látky, pro které je vystižení jejich elastického chování „Hookovskou“ látkou (modulem G) jen první, i když velmi užitečnou, aproximací. (35, 108)

Viskozita je charakterizována součinitelem kinematické vazkosti.

Většina viskózních látek jsou tekutiny a z nich výraznější viskózní vlastnosti mají kapaliny.

Newtonovská kapalina je látka, pro kterou platí Newtonův viskózní zákon, kdy rychlost deformace je přímo úměrná napětí. Pokud rychlost deformace vyjádříme dy / dt , kterým je derivace smykové deformace γ dle času t , získáme charakteristickou reologickou rovnici:

$$\frac{dy}{dt} = \frac{1}{\eta} \tau$$

kde η je konstanta vystihující viskózní vlastnosti kapaliny a nazývá se viskozita a τ je smykové napětí vznikající při proudění kapaliny. Graficky se vyjadřuje přímou úměrností a modelem pro tuto závislost je píst s připsanou hodnotou viskozity η vystihující odpor pístu proti pohybu jednotkovou rychlostí (prvek tlumiče).

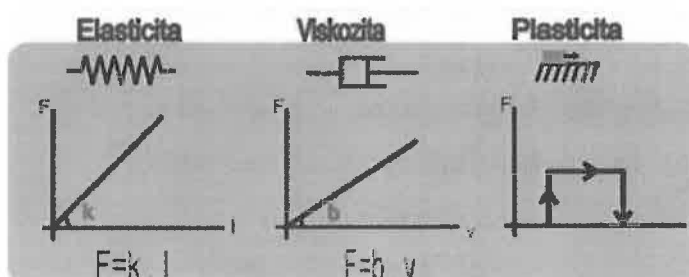
Existuje však řada látek, jejichž viskózní chování tak jednoduše popsat nelze. V biokapalinách je newtonovské viskózní chování spíše výjimkou a model newtonovské viskózní látky je pro ně jen prvním přiblížením k vystižení jejich viskózního chování. Proto se označují jako neneutronovské neboli nelineárně viskózní látky.

Viskozita kapalin závisí na teplotě a tlaku. S rostoucí teplotou klesá a s rostoucím tlakem vzrůstá. (35)

Plasticita je charakterizována součinitelem tření. Plastické jsou látky, u nichž tečení nastává až po překročení jisté mezní hodnoty napětí. V reologické systematice je plastické chování charakterizované modelem Saint-Venantovým. Grafické znázornění představuje blok pohybující se po vodorovné podložce. Vystihuje vzájemný pohyb bloku a podložky, kterému brání síla smykového tření. Je-li vnější síla snažící se

posunout blok vůči podložce menší, než je síla smykového tření, k pohybu nedojde. Dosáhne-li vnější síla hodnotu smykového tření, vzájemný pohyb bloku a podložky se uvolní.

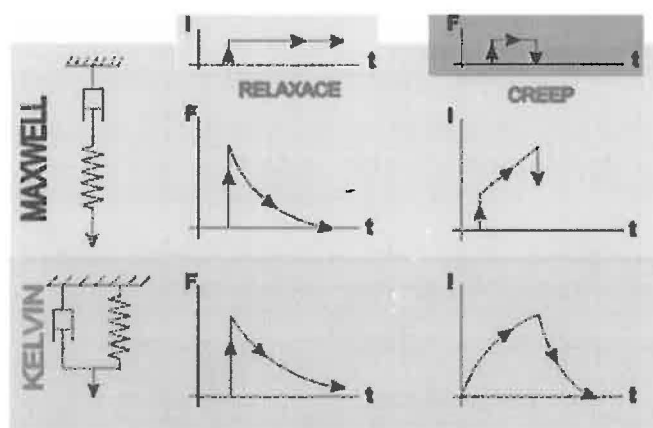
Plasticita, která obecně znamená vznik trvalé nevratné deformace, je pro tkáň nežádoucím jevem. Specifikou biolátek ve stavu *in vivo* je, že v nich existují dlouhodobé řízené mechanismy, které umožní jejich návrat do stavu, který je velmi blízký původnímu. Plastické chování biolátek je velmi složité. (35)



Obr. 7 Prvky reologických modelů. (112)

Existují dva základní modely viskoelastických materiálů s jednoduchým uspořádáním dvou prvků - elasticity a viskozity v sérii - Maxwellův model a paralelně - Kelvinův model. Na těchto modelech lze simulovat zavedením jednotkové deformace nebo jednotkové tahové síly odezvu v čase, tedy creep a relaxaci.

Komplexnější, tzv. standardní reologický model, v podstatě kombinace obou předcházejících, se ještě lépe přibližuje vlastnostem reálných biomateriálů. (112)

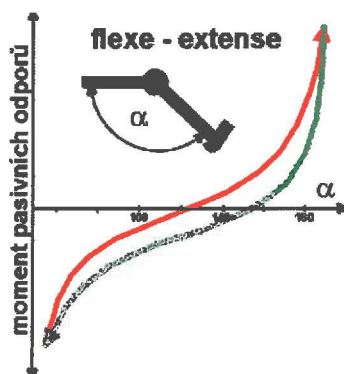


Obr. 8 Reologické modely. (112)

4.6.3 Reologie kloubu

Reologie kloubu je výrazně závislá na reologických vlastnostech intra a extraartikulárních tkání. Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má značný význam pro správnou funkci kloubu. Pasivní vlastnosti artikulujících struktur jsou dány především intraartikulární tribologií.

Pojem tzv. mechanické impedance představuje poměr komplexního momentu (resp. síly) ke komplexní úhlové rychlosti. Celková impedance extraartikulárních komponent je dána paralelní kombinací impedancí svalů, hmotností segmentů, vazivové tkáně, kůže aj.. Kloubní elastická složka pasivní impedance je vyvolána zejména vazy, především v krajních polohách flexe a extenze. Kromě toho se uplatňuje Coulombovo tření. (112)

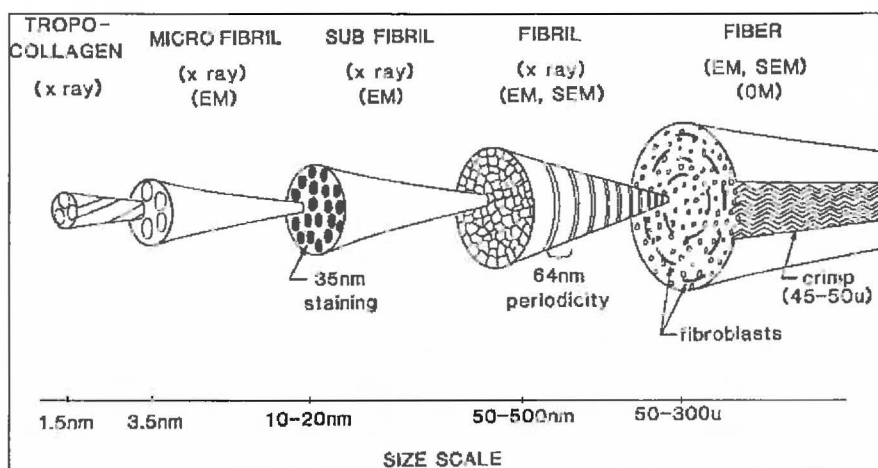


Obr. 9 Charakteristiky impedance kolenního kloubu. (112)

4.7 Struktura, mechanické a reologické vlastnosti vazů

4.7.1 Struktura vazů

Vazy jsou vytvářené tuhým kolagenním uspořádaným vazivem. (15) Skládají se z vody a hustě uspořádaných kolagenních vláken probíhajících paralelně s osou zatížení. Stavbou se podobají šlaše, ale vazivová vlákna nemají tak pravidelné uspořádání a distribuce fibroblastů je nerovnoměrná. Nejvíce kolagenu je typu I, dále malé množství kolagenu III. Také jsou přítomny nekolagenní bílkoviny, jako jsou elastin a fibrilární bílkovina, dále proteoglykany a voda. (100, 102)



Obr. 10 Schéma stavební hierarchie ligament. (100)

Proteoglykany jsou významnou skupinou makromolekulárních složek pojiva. Proteoglykanový komplex je tvořen hyaluronovou kyselinou, na kterou se váže proteoglykanová podjednotka sestavená z bílkovinných řetězců s postranními řetězci glykosaminoglykanů (chondroitin-4-sulfát, chondroitin-6-sulfát, keratansulfát, dermatansulfát). Vazba mezi proteinovým řetězcem a hyaluronovou kyselinou je stabilizována vazebným proteinem. Voda a proteoglykany poskytují vazbu lubrikaci.

Nejvýznamnějšími zástupci globulárních bílkovin jsou adhezivní bílkoviny buněčného povrchu. Ty umožňují interakci mezi buňkou na straně jedné a kolagenními fibrilami a proteoglykany na straně druhé. Patří sem fibronectin, který se váže na fibroblasty a kolagen typu I a III. Laminin zase zprostředkovává vazbu mezi kolagenem typu IV a endoteliálními buňkami. (14)

Kolagenní vlákna nemají stejnou délku a ve vazbu jsou uspořádána v různých úhlech zvlnění. Proto se při pohybu nezapojují současně, takže síla a elasticita jsou proměnlivé. Zvýšení napětí vede k zapojení většího počtu vláken, která pomohou odolat zvýšené zátěži. Díky zvlnění fibril může vaz sledovat pohyb kloubu a zároveň poskytovat odpor při extrémních kloubních pohybech. (100, 102)

Pevnost a pružnost kolagenních vláken závisí na periodickém žíhání mikro fibril. To je způsobeno střídáním molekul tropokolagenu různé délky, mezi nimiž jsou mezery umožňující jejich vzájemný posun. (113)

Úpony vazů na kost jsou funkčně adaptovány na disipaci sil přechodem měkké tkáně na kost. (101)

4.7.2 Viskoelastické vlastnosti měkkých tkání

Vazy a jiné komponenty pohybového ústrojí vykazují viskoelastické vlastnosti závislé na čase a minulosti.

Viskózní vlastnosti pasivních prvků pohybového ústrojí (vazy, šlachy, kloubní pouzdro, chrupavky, synoviální tekutina) jsou dány jejich strukturou, stářím, patogenními faktory a zátěžovou historií. Také jsou závislé na jejich protažení a stlačení, tudíž na poloze kloubu. Ostatně to platí i pro svaly, u kterých je navíc závislost na stupni aktivace, tudíž i souvislost s nervovým řízením. Viskozita má za následek viskózní tření.

Viskoelastické vlastnosti měkkých tkání vytváří v celkové sumaci intra a extraartikulární odpory v kloubu, které jsou dále závislé na stavbě a mohutnosti svalového aparátu. Tlumící vlastnosti kloubu fungují jako mechanický ztrátový spotřebič energie. Elasticita má úlohu akumulátoru. Sval pro své výrazné elastické vlastnosti proto funguje jako významný akumulátor energie přenášené kloubním spojením. Děje se tak řízeným způsobem, v závislosti na stupni aktuální a následné aktivace. Sval může energii získanou působením zevní síly (svým protažením) využít v další fázi pohybu. Také dochází k přeměně mechanické energie na teplo. (70)

Viskoelastické vlastnosti vazů podle způsobu aplikace vnějšího zatížení zahrnují *creep* (prodloužení vazů po době působení síly o konstantní velikosti), zpevnění, zátěžovou relaxaci - *stress relaxation* (pokles zatížení vazů, je-li držen ve fixovaném prodloužení) a *hysterezi* (disipace energie při kontinuálním zatížení a odlehčení), to vše při cyklickém nárůstu a poklesu sil působících na vaz. (12)

Je-li vaz zatížen napětím, reaguje prodloužením. Při běžných aktivitách je vaz snadno prodlužován k zajištění normální kinematiky a umožnění hladkého pohybu kloubu. Strečink či prolongovaná aktivita však mohou způsobit výraznější creep vazů, což může vést ke zvýšené laxitě kolenního kloubu po zátěži. (102) Po určité době odpočinku se vaz může vrátit do své původní délky a koleno získá zpět svoji původní tuhost. (113)

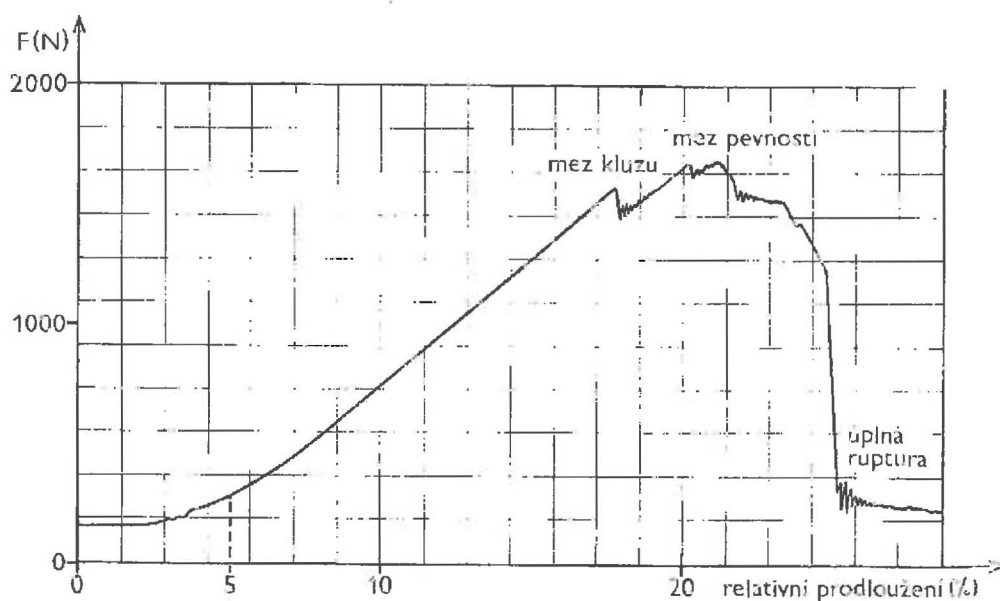
Cyklické zatěžování vazů (cyklické zvyšování a pokles působící síly F) vede k jeho odpovídající relaxaci. Vaz totiž vykazuje neustálý pokles v napětí při rostoucím počtu

cyklů. Toto chování zřejmě přispívá k ochraně vazů před selháním únavou a snížením meze pevnosti, které vznikají právě cyklickým působením vnější zátěže. (102) Elastická vlákna redukuje hysterizi vaziva, takže snižují spotřebu energie potřebnou pro zpětnou deformaci. Protážený vaz, fascie nebo kloubní pouzdro se tedy vrací do svého původního stavu s menší energetickou ztrátou. (113)

Tloušťka a objem vazů jsou přímo úměrné jejich síle a nepřímo úměrné elasticitě.

Měření viskoelasticity biologické tkáně je závislé na třech proměnných: zatížení, deformaci a čase. (70) Pro komplex kost - vaz - kost existuje charakteristická křivka závislosti deformace na působící síle. Měřené parametry jsou: maximální zatížení (N), maximální prodloužení (mm), lineární tuhost (N/mm) a celková energie potřebná k přetržení struktury (N-mm). (14, 102)

Vazy jsou při zatížení namáhány zejména tahem. Působením tahové síly na vaz dochází k jeho postupné elongaci (tzn. deformaci). Jestliže vyneseme do grafu vzájemnou závislost velikosti tahové síly a relativního prodloužení, získáme křivku zobrazenou na obr. 11.



Obr. 11 Vzájemná závislost relativního prodloužení vazů na velikosti tahové síly. (14)

Zátěžová křivka je nelineární a lze ji rozdělit do několika částí.

První úsek je nelineární s nízkou počáteční tuhostí. Zvlněná kolagenní vlákna se totiž při aktivitě snadno natahují a nízké počáteční síly vedou k velkým deformacím.

Druhý úsek je lineární díky natahovaným vazivovým vláknům. Tahová síla je lineárně proporcionální k prodloužení. Sklon tohoto úseku je nazýván tangentní (Youngův) modulus. Tato část se nazývá elastická a lze ji rozdělit do dvou částí.

V první části, do tzv. meze úměrnosti (oblast Hookova zákona), je prodloužení plně reverzibilní. Po skončení působení tahové síly se vaz okamžitě vrátí na svou původní délku a nedochází k žádným strukturálním změnám. U vazů kolenního kloubu tato fáze končí při prodloužení zhruba o 4 - 6% původní délky vazů.

Další prodloužení již není plně reverzibilní. Vaz se sice zkrátí, ale ne na svou původní délku. Zůstává částečně elongován, protože již došlo k drobným změnám ve vnitřní struktuře vazů.

Pokud se velikost působící tahové síly nadále zvětšuje, vzrůstá i velikost relativního prodloužení, až je dosaženo meze kluzu. Dochází k závažným změnám ve vnitřní struktuře vazů. Po překročení meze kluzu křivka přechází do druhé tzv. plastické části křivky, kdy se po skončení působení síly délka vazů nemění a ten zůstává trvale elongován (deformován).

Vrchol křivky označuje mez pevnosti vazů. Ta znamená maximální velikost tahové síly (či také maximální napětí / zatížení), kterou je nutno vynaložit k úplnému přetržení vazů. Celá vnitřní struktura je postupně destruována a při pokračující elongaci, kdy velikost působící síly prudce klesá, brzy dochází k úplnému makroskopickému přerušení vazů. K tomu dochází tehdy, jestliže velikost relativního prodloužení dosáhne 25 - 30% původní délky vazů. (14)

Maximální síla nutná k totální ruptuře předního zkříženého vazů je udávána v rozmezí 1725 - 2500 N a ve stáří je obecně nižší. Pro srovnání zatížení předního zkříženého vazů je při chůzi asi 400 - 500 N. Avšak při některých aktivitách může zátěž na kolenní kloub a jeho ligamenta přesahovat i 1700 N (např. při sjezdovém lyžování) a přesto k jeho poranění nedojde. Z toho vyplývá, že kolenní kloub je závislý i na jiných ochranných mechanismech než jen na mechanických vlastnostech kolenních ligamentů či na pomalém „ligamento-neuro-muskulárním“ reflexu (viz. dále v kap. 4.8.6). (47)

U dospělého člověka se mez pevnosti vazů (maximální napětí) pohybuje v rozmezí 42 - 210 MPa. (58)

Tuhost předního zkříženého vazů u dospělého jedince se může pohybovat okolo 250 N/mm. S větší zátěží se tuhost vazů zvyšuje, tak aby mohly zabránit nepřiměřeným pohybům v kloubu. Nebyly však zjištěny rozdíly tuhosti vazů v závislosti na pozici kolenního kloubu či rychlosti zatížení. (49, 110)

Velikost plochy pod křivkou udává velikost energie nutné k úplnému přerušeni vazů. Pokud dojde k prodloužení jen do 4 - 6% původní délky, je vaz schopen vydanou energii vrátit. Působí tedy jako natažená pružina. Při totální ruptuře vazů se vydaná energie spotřebuje na destrukci jeho vnitřní struktury a je nevratná. (14)

4.7.3 Typy poranění vazů

Rozdělení zátěžové křivky na jednotlivé části a fáze má svůj klinický význam. Vaz pracuje při fyziologickém zatížení, kdy nedochází k žádným strukturálním změnám, ve fázi reverzibilního prodloužení elastické části křivky.

Jestliže prodloužení přesáhne 4-6% dochází k určitým změnám struktury, ale makroskopicky je vaz zcela intaktní. K těmto změnám obvykle dochází při chronickém přetěžování vazivového aparátu, které se projeví zvýšenou laxitou kloubu.

Pokud prodloužení vazů dále narůstá (např. při úrazu), je dosaženo meze kluzu. Klinicky se tento stav označuje jako těžší **distenze (natažení) vazů**. Makroskopicky je vaz lehce elongován, s drobnými hemoragiemi na svém povrchu, ale bez viditelného makroskopického poškození vláken. Mikroskopicky lze nalézt hrubou destrukci a porušení struktury většiny vláken. Vaz ztrácí až 80% své původní pevnosti. Klinicky se distenze projevuje bolestí v průběhu vazů. Z terapeutického hlediska je plný předpoklad pro *restitutio ad integrum*. Umírněná fyzioterapie vytváří podmínky pro zhojení porušené mikrostruktury vazů (postižená kolagenní vlákna budou nahrazena novými). Většinou k distenzi vazů dochází při distorzi kolena či při nárazu z vnější strany kloubu. Proto bývá nejčastěji postižen vnitřní postranní vaz.

Při **parciální ruptuře** není kontinuita vazů úplně přerušena. Vaz je prodloužen a jeho pevnost je významně snížena. Klinicky se to projevuje bolestí a zvětšeným rozevřením kloubní štěrby s pevným konečným dorazem. Zpočátku je důležitá

imobilizace. Vytvořené defekty se vyplní granulační tkání, kterou nahradí jizva. S progresivním zatěžováním končetiny je vhodné začít až po šesti týdnech.

Úplná ruptura vazů znamená zničení struktury všech zbývajících vláken a jejich makroskopické přerušování. Každé totální ruptuře vazů tedy předchází destrukce jeho vnitřní struktury a současné prodloužení vazů o čtvrtinu až třetinu jeho původní délky. U zkřížených vazů to znamená při jejich původní délce 4 cm zhruba 10 až 13 mm. V několika dnech dojde ke zkrácení konců vazů. Klinicky nalézáme abnormální zvětšení posunu či rozevření kloubní štěrbiny s plynule nastupujícím měkkým odporem, pevný konečný doraz chybí. Z terapeutického hlediska je nejméně příznivé přetržení vazů v jejich střední třetině, což platí zejména pro přední zkřížený vaz.

Makroskopické změny se značně zpožďují za mikroskopickými. Proto je klinický termín distenze či parciální ruptura vazů značně nepřesný, protože nic neříká o tom, jak dalece byla poškozena pevnost vazů. (14)

4.7.4 Faktory ovlivňující biomechanické vlastnosti vazů

Biomechanické vlastnosti vazů a šlach jsou nejlepší po dosažení kostní maturity a do nástupu senescence se příliš nemění. Některé studie poukazují na vyšší hodnoty mechanických parametrů předního zkříženého vazů u mladých jedinců (např. lineární tuhost, napětí, maximální zatížení a prodloužení). S věkem se snižuje zejména mez pevnosti v tahu a maximální prodloužení.

Dlouhodobější imobilizace dolní končetiny také snižuje hodnoty maximálního zatížení kolenních vazů. Po opětovné mobilitě zůstávají hodnoty maximálního zatížení nepatrně nižší.

Vazy a šlachy se mohou adaptovat na zvýšenou nebo sníženou mechanickou zátěž přizpůsobením velikosti, geometrickým uspořádáním i materiálovými vlastnostmi (např. změnou zastoupení kolagenu). Při zvýšené fyzické aktivitě se tak mohou hodnoty mechanických parametrů zvýšit.

Jak již bylo naznačeno, vazy vynikají pevnostními vlastnostmi. Faktory, které ovlivňují pevnost vazů, lze rozdělit do dvou velkých skupin.

První skupinu tvoří vlastní složení vazů, tzn. podíl kolagenních a elastických vláken i základní proteoglykanové hmoty a jejich biochemické složení. Tím jsou také dány mechanické vlastnosti vazů.

Poměr jednotlivých složek i jejich biochemická skladba se mění při stárnutí, kdy klesá pevnost vazů až na třetinu, dále při imobilizaci, působením kortikosteroidů, vlivem cévních onemocnění či systémových chorob a samozřejmě poraněním. Zvýšení pevnosti vazů bylo prokázáno pouze při veliké fyziologické zátěži a působením testosteronu. Je samozřejmé, že existují individuální rozdíly.

Druhou skupinu tvoří způsob namáhání vazů. Během pohybu nejsou vzhledem k prostorově uspořádanému vazů všechna vlákna stejně napnutá a proto se při působení tahové síly nenacházejí ve stejném stupni elongace. To je podstatou vzniku parciálních ruptur.

Dále sem patří rychlost, jakou tahová síla působí. Působí-li tahová síla větší rychlostí, je větší prodloužení vazů i energie nutná k jeho přetržení. Tento paradox lze vysvětlit tím, že při vyšší rychlosti působící síly nestačí proběhnout větší změny ve vnitřní struktuře vazů. Pokud je rychlost zátěže vysoká, dochází k ruptuře vazů spíše ve střední třetině vazů a jak již bylo zmíněno, z hlediska terapie to je nejméně příznivý stav. (111, 113)



Obr. 12 Vliv rychlosti zátěže na lokalizaci ruptury vazů. (111)

4.8 Receptory kolenního kloubu a jejich role v biomechanice kloubu

Nervová tkáň přijímá podněty z vnějšího i vnitřního prostředí organismu pomocí receptorů (konce dendritů, lat. recipere - přijímati). (15) Nervové receptory a vlákna představují informační systém, který vysílá do centrální nervové soustavy proprioceptivní informace o pohybu (včetně rychlosti, akcelerace, decelerace či směru pohybu), poloze kloubu a napětí vazů a svalů. Současně registruje bolestivé podněty. Jeho prostřednictvím je propojen kinetický řetězec.

Myelinizovaná a v některých případech i nemyelinizovaná vlákna nervových svazků tvoří senzitivní nervová zakončení. Ligamenta kolenního kloubu obsahují Ruffiniho, Paciniho, Golgiho a volná nervová zakončení.

Senzorická role kloubních vazů byla dlouho podceňována, protože se brala v úvahu pouze jejich role mechanická, tedy role strukturálních kloubních stabilizátorů. To samozřejmě ovlivnilo i přístup k léčbě vazivových poranění, která vycházela z koncepce poškozených pasivních struktur. (47)

4.8.1 Morfologie a umístění receptorů

Mnohé výzkumy podávají důkazy o přítomnosti různých druhů receptorů v různých kloubech a kloubních strukturách. Tkáň obklopující receptor má velký význam pro jeho funkčnost. Jednotlivá senzitivní nervová zakončení se od sebe morfologicky liší a odlišně reagují na mechanické podněty.

Ruffiniho („keříčkovitá“) zakončení se skládají z nakupení dvou až šesti tence zapouzdřených globulárních tělísek vycházejících z jednoho myelinizovaného axonu. Průměr nervového vlákna je v rozmezí 5 až 9 μm . V různých tkáních existuje několik variací těchto zakončení. Pouzdro může být kompletní, ale většinou je nekompletní a tvoří kapsulární septa mezi jednotlivými cylindry nervových zakončení. Velikost se také může značně lišit a to i v rámci jedné kloubní struktury. Podle toho existují tři kategorie Ruffiniho zakončení. Vyskytují se zejména v kloubním pouzdru, mediálním menisku a zkřížených vazech. Patří mezi receptory s pomalou adaptací a nízkým mechanickým prahem. Ruffiniho zakončení podle jejich umístění mohou být řazena mezi statické a dynamické receptory. Umí registrovat pozici kloubu, nitrokloubní tlak, ale také pohyb, jeho rozsah, směr a rychlost.

Paciniho tělíška jsou silně opouzdřená konická tělíška. Jsou to receptory s rychlou adaptací a mají nízký práh při reakci na mechanický podnět. Průměr axonu se pohybuje mezi 8 a 12 μm . Vyskytují se v kloubním pouzdru, mediálním menisku, zkřížených vazech a v periostu. Tyto mechanoreceptory jsou inaktivní, pokud je kloub imobilní nebo je v něm prováděn pohyb konstantní rychlostí. Jsou citlivé na vibrace a na zrychlující či zpomalující se pohyb bez ohledu na jeho směr (tzv. akcelerační receptory). Proto jsou řazena mezi receptory dynamické.

Golgiho-Mazzoniho zakončení jsou kloubním homologem Golgiho šlachových tělísek. Jsou největší z kloubních mechanoreceptorů, slabě opouzdrěná a větvenovitá. Průměr nervového vlákna se pohybuje v rozmezí 13 až 17 μm . Vyskytují se v kolenních vazech (zkřížených a kolaterálních), mediálním menisku a v periostu. Jde o receptory s pomalou adaptací a vysokým mechanickým prahem. Jsou zcela inaktivní, pokud se kloub nepohybuje. Díky vysokému prahu aktivace tyto receptory neúčinněji zaznamenávají napětí vazů na konci rozsahu pohybu v kloubu.

Volná nervová zakončení tvoří kloubní nociceptivní systém. Jsou široce rozšířená ve většině kloubních struktur včetně adventicií všech malých arterií a arteriol ve tkáních. Průměr slabě myelinizovaných či nemyelinizovaných axonů je v rozmezí 0,5 až 5 μm . Volná nervová zakončení se aktivují působením abnormální mechanické deformace či chemického agens, například zánětlivými mediátory jako je histamin, bradykinin či prostaglandin.

Přední i zadní zkřížený vaz obsahují všechna výše zmiňovaná senzitivní nervová zakončení. Obsahují tedy receptory s pomalou i rychlou adaptací a s nízkým i vysokým prahem mechanické deformace. Značné množství receptorů je aktivních i ve středních polohách kloubu a mají schopnost signalizovat různé kloubní pozice.

Ve zkřížených vazech se hojně vyskytují dynamické a rychle se adaptující receptory, tedy Paciniho tělíska. V kloubním pouzdru jsou zase nejpočetnější receptory s pomalou adaptací. Postranní vazy obsahují Ruffiniho, Golgiho a volná nervová zakončení. Takže obsahují receptory s pomalou adaptací a s nízkým i vysokým prahem mechanické zátěže. Menisky obsahují všechny druhy receptorů, ale nejvíce je volných nervových zakončení. (14, 47)

4.8.2 Umístění receptorů uvnitř předního zkříženého vazů

Je třeba si uvědomit, že různá vlákna zkříženého vazů jsou napnutá v různých pozicích kolenního kloubu, takže aference z receptorů záleží na jejich umístění uvnitř vazů. Zkřížené vazy jsou nejvíce napnuté v (extrémní) krajní pozici kloubu, proto se mnoho receptorů aktivuje ke konci rozsahu pohybu kloubu.

Nejvíce receptorů se tedy nachází poblíž začátku a úponu vazů, méně jich je umístěno ve střední části vazů. Mechanoreceptory jsou lokalizované zejména v tibiální

části předního zkříženého vazů a volná nervová zakončení jsou početnější blíže femorálnímu začátku vazů. V denzní pojivové tkáni předního zkříženého vazů se receptory vyskytují jen zřídka. Více receptorů lze nalézt subsynoviálně a ve fibrózní vrstvě. Volná nervová zakončení se také mohou vyskytovat periligamentózně. (47)

4.8.3 Fyziologické charakteristiky receptorů

Skoglund jako první (1956) zaznamenal aktivitu vzorku receptorů kloubního pouzdra během pasivního pohybu kolenního kloubu. Mnoho receptorů se aktivovalo ke konci rozsahu pohybu flexe či extenze. Kloubní receptory jsou totiž zapojené do ligamento-muskulárních protektivních reflexů a aktivované pokud hrozí nadměrný rozsah pohybu do hyperflexe či hyperextenze. Aby tomu zabránily, regulují excitabilitu svalů.

První přímé zaznamenávání aktivity ligamentózních receptorů provedl Andrew a Dodt v padesátých letech minulého století. Zjistili, že k vyvolání jednoznačné reakce receptorů stačí i velmi malé zatížení vazů. Aktivační práh se pohybuje v rozmezí 5 až 150 g dle druhů receptorů. (3)

Skoglund později zaznamenával i aktivitu receptorů zkřížených vazů. Zjistil, že jsou velmi citlivé na rotační pohyb, rozmezí jejich aktivity během pohybu je poměrně široké, jsou schopné signalizovat směr pohybu a jsou méně citlivé na rychlost pohybu. (86)

Ferrell našel více receptorů zkřížených vazů aktivujících se ve středních pozicích kloubu než ke konci rozsahu pohybu. Poměr receptorů v kloubním pouzdru a receptorů ve zkřížených vazech je podle jeho studie 4:1 pro aktivující se na koncích rozsahu pohybu a 1:1 pro aktivující se ve středních pozicích kloubu. (25)

Některé receptory kolenních vazů se jen velmi pomalu adaptují. Ligamentózní receptory mohou poskytovat proprioceptivní informace, které jsou nezávislé na napětí svalů okolo kloubu. Jsou označovány jako pravé receptory informující o poloze kloubu.

Z výše uvedeného vyplývá, že vazy nejsou pouze pasivní struktury s čistě biomechanickou funkcí. Pro plné pochopení sensorické funkce vazů je znalost zákonitostí aktivace různých druhů ligamentózních receptorů nezbytná. (47)

4.8.4 Vliv změny napětí vláken vazů na reakci ligamentózních receptorů

Do centrální nervové soustavy jsou z receptorů přiváděné různé informace podle toho, jak a v jaké situaci se vazy či části jednoho vazů napínají.

Jak již bylo naznačeno, jednotlivé části zkřížených vazů se napínají v průběhu flexe či extenze různě. Například anteromediální vlákna předního zkříženého vazů se nejvíce napínají ve flexi, zatímco posterolaterální vlákna jsou více napnutá v extenzi.

Navíc se napětí vazů významně liší při pasivně provedeném pohybu v kolenním kloubu a při zatížení kloubu vyvolaném svalovou aktivitou. Izometrická kontrakce ischiokrurálních svalů snižuje tenzi předního zkříženého vazů ve všech úhlech v kolenním kloubu kromě plné extenze. Naproti tomu izolovaná aktivita m. quadriceps femoris významně zvyšuje jeho napětí zejména v 0 až 45° flexi (po operaci proto zásadně v těchto úhlech quadriceps neposilujeme) a snižuje jeho napětí v 90° flexi.

Rozdíly samozřejmě platí i v rámci jednotlivých vazů. Problematika napětí vazů v přirozených situacích je komplexní. (47)

4.8.5 Reflexní vliv receptorů kolenního kloubu

Vliv receptorů na α -motoneurony

Elektrická či fyziologická stimulace kloubních receptorů může vyvolat reakci α -motoneuronů. α -motoneurony mohou být aktivovány pouze vysokou intenzitou podnětu, tedy receptory s vysokým prahem aktivace. Kloubní senzitivní nervová zakončení mohou ovlivnit α -motoneurony cestou různých reflexních drah, jako je například tzv. aferentní dráha flekčního reflexu (reflexní dráha vyvolatelná prostřednictvím kůže, svalů či kloubů) nebo cestou Ia interneuronů (interneurony zajišťující reciproční inhibici).

Pasivní pohyb kloubu stejně jako externí tlak na kloub mohou vyvolat reflexní reakci svalů obklopující daný kloub.

Zvýšený nitrokloubní tlak silně aktivuje kloubní receptory a to zejména v kloubním pouzdru. Také často evokuje reflexy s inhibičním účinkem na α -motoneurony vybíhající ke svalům okolo kloubu.

Aktivace receptorů akutním zánětlivým procesem v kloubu zase může alterovat flekční obranný reflex ve smyslu jeho snížení.

Dalším příkladem ovlivnění motoneuronů může být situace, kdy snížené napětí předního zkříženého vazů způsobí či přispěje ke změně aktivity quadricepsu a ischiokrurálních svalů. Zvýšené napětí vazů může naopak facilitovat monosynaptický reflex. (47)

Solomonow et al. ve své studii odhalili, že přední zkřížený vaz musí být velmi výrazně zatížen, aby byly vyvolány reflexní změny v elektromyografických signálech ischiokrurálních svalů a quadricepsu. (88)

Vliv receptorů na svalově-vřeténkový systém

Je známo, že α -motoneurony jsou jen velmi slabě ovlivnitelné nízkoprahovými mechanoreceptory v kolenních vazech. Ty však významně působí na γ -vřeténkový systém ve svalech okolo kolenního kloubu. I nepatrné zvýšení napětí vazů může vyvolat velikou změnu v odezvě svalově vřeténkové aference.

γ -motoneurony jsou malé a jsou uloženy v předních rozích míšních. Selektivně kontrolují svalová vřeténka, aniž by ovlivňovaly extrafuzální svalová vlákna. Mohou být dynamické, zabezpečující dynamickou senzitivitu svalových vřetének, nebo statické, kontrolující jejich statickou citlivost.

Senzitivní nervová vlákna ze svalového vřeténka reagují na rozdíl stupně stahu intrafuzálních a extrafuzálních vláken a vedou informace o změně délky intrafuzálních svalových vláken do míchy k motoneuronům, do reflexních a vzestupných drah. Bylo dokázáno, že aferentní signály z kolenního kloubu široce divergují do míchy a že elektricky i přirozeně vyvolaná aktivita receptorů kolenního kloubu může změnit excitabilitu v síti segmentálních míšních reflexů a tím také ovlivnit vzestupné dráhy. Aferentní signály se tak účastní regulace svalového napětí a udržování stupně svalového stahu. Proto receptory v kolenních vazech přispívají cestou ovlivnění γ -vřeténkového systému k přednastavení napětí svalů okolo kolenního kloubu a tím k regulaci kloubní tuhosti a k funkční kloubní stabilitě. (47)

Již v šedesátých letech minulého století Freeman a Wyke popsali funkční charakteristiky různých druhů kloubních receptorů. Zjistili, že mechanická stimulace kloubních struktur vyvolá reflexní změny aktivity motorických jednotek svalů dolní končetiny. Vysledovali, že částečná denervace kolenního kloubu kočky natrvalo změnil

posturu a stereotyp chůze zvířete. Dospěli k závěru, že reflexy vyvolané kloubními mechanoreceptory jsou významně zapojené v reflexní regulaci svalového tonu během pohybu či udržování pozice a že se tyto receptory zapojují polysynapticky cestou γ smyčky (γ -motoneurony - svalová vřeténka - aferentní signály). (28)

Účinek elektrické stimulace kloubních receptorů na γ -motoneurony

γ -motoneurony mohou být velmi různorodé v tom, jak reagují na podráždění různých nervů (kloubní, svalové) i v tom, jak vysoký mají práh aktivity.

Johansson a spolupracovníci zjistili, že elektrická stimulace kolenních nervů má významný účinek na téměř všechny dynamické a statické γ -motoneurony. (45)

Účinek elektrické a fyziologické stimulace kl. receptorů na γ -svalově-vřeténkový systém

Elektrická stimulace kloubních nervů může excitovat γ -motoneurony tak silně, že se primární svalová vřeténka excitují také.

Přirozená stimulace kloubních receptorů může excitovat primární svalová vřeténka skrze γ -vřeténkovou smyčku. Ipsilaterální i kontralaterální receptory kolenního kloubu aktivované tlakem na kloubní pouzdro mohou účinně ovlivnit dynamické i statické vřeténkové motoneurony vybíhající do ipsilaterálního m. triceps surae. Převážná část účinků na ipsilaterální γ -svalově-vřeténkový systém, které mohou být vyvolané také kontralaterální extenzí či flexí kolenního kloubu, je indukovaná kloubními receptory. Je zjevné, že kapsulární receptory mají takový vliv na γ -motoneurony, že ovlivní také primární vřeténka svalů obklopující kolenní kloub. (47)

Účinek fyziologické stimulace ligamentózních receptorů na γ -svalově-vřeténkový systém

Napětí ligament i velmi nízké intenzity má velký vliv na γ -svalově-vřeténkový systém.

Johansson et al. ve své studii použili mechanické zatížení (nízkou tonickou trakční sílu o velikosti 5, 10 a 40 N) nepoškozeného zkříženého vazů. Prahové zatížení vazů k vyvolání svalově-vřeténkového efektu a ovlivnění svalového vřeténka se dle studie pohybuje v rozmezí 5 až 10 N a velikost reflexního účinku dále roste se zvýšením zatížení na 40 N.

Autoři studie také zjistili výraznou citlivost svalových vřetének ischiokrurálních svalů a m. triceps surae na napětí zkřížených vazů kolenního kloubu, přičemž více citlivé byly na napětí předního zkříženého vazů. Zvýšená tenze předního zkříženého

vazu může mít excitační i inhibiční účinek na svalová vřeténka v obou svalových skupinách. Aktivace receptorů předního zkříženého vazů evokuje více reflexy na dynamických γ -motoneuronech, zatímco zadní zkřížený vaz evokuje spíše statické γ -motoneurony. (46)

Závěrečné poznámky o segmentálních reflexech vyvolaných kloubními receptory

Aktivita nízkoprahových mechanoreceptorů kolenního kloubu či elektrická stimulace o nízké intenzitě spíše primárně ovlivní γ -vřeténkový systém, než způsobí reflexní odezvu α -motoneuronů.

Stimulace zkřížených vazů kolenního kloubu aplikováním nízké tonické trakční síly (5, 10, 40 N) ukazuje, že účinky na reakci svalových vřetének jsou způsobené pomalu adaptujícími se receptory s nízkým prahem mechanické deformace.

Přední zkřížený vaz je během normální aktivity vystaven trakčním silám ve výši asi 25% těch, které jsou zapotřebí k přetržení vazů.

Vysoká bezpečná hranice mezi prahem mechanické deformace a silou potřebnou k přetržení ligamenta naznačuje, že reflexní účinky na γ -svalově-vřeténkový systém nejsou nociceptivního charakteru. (47)

4.8.6 Role kloubních receptorů při kontrole γ -svalově-vřeténkového systému

Integrační systém

Informace zprostředkované svalovými vřeténky jsou ovlivňované svalovou délkou, signály ze sestupných míšních drah a z ipsi a kontralaterálních periferních nervů. Informace ze sestupných drah a periferních receptorů jsou tak integrované do vřeténkových motoneuronů a dále přenesené do svalových vřetének, kde prochází konečnou úpravou podle aktuální změny délky a napětí vlastního svalu. γ -vřeténkový systém takto vytváří premotoneuronální integrační systém, který centrální nervové soustavě poskytuje polymodální feedback. Složitá reflexní regulace γ -vřeténkového systému je dobře uzpůsobená k zajištění koordinace mezi svaly a mezi jednotlivými intramuskulárními částmi.

α a γ -motoneurony jsou různě ovlivňované reflexními a sestupnými informacemi, jejich struktura je odlišná a počet synapsí na lumbálních α a γ -motoneuronech je také

jiný. Rozličnost a komplexnost reflexů na γ -svalově-vřeténkovém systému je v kontrastu s relativní rigiditou a stereotypními vlastnostmi reflexních dějů na α -motoneuronech. Z toho vyplývá, že delikátní receptorové informace nutné k reflexnímu nastavení programů pro konečné sladění pohybů (či jednotlivých fází pohybu) jsou získávány integrovaným vřeténkovým systémem, zatímco „hrubší“ informace jsou přenášeny přímo k α -motoneuronům. (47)

Úloha kloubních receptorů v hlubokém čítí

Projekce aferentních signálů z kolenního kloubu do supraspinálních struktur

Dráhy z receptorů kolenního kloubu mají rozsáhlou projekci v páteřní míše. Senzitivní informace jsou vedené různými míšními a vzestupnými drahami k motoneuronům a supraspinálním strukturám včetně mozečku a mozkové kůry. Informace stoupají skrze míšní columnae posteriores a dále v tractus spinothalamicus, spinoreticularis, spinocervicalis a spinocerebellaris. Experimenty prokazují, že aferentní informace z kloubních receptorů mohou dosáhnout vědomí. To podporuje fakt, že kloubní aference zásobuje centrální nervovou soustavu hlubokým čítím, tedy informacemi o pozici a pohybu kloubu. (47)

Hluboké čítí

Kloubní, tedy i ligamentózní, receptory se podílí na kinestezii a vnímání pozice kloubu. Vedle toho propriocepci zajišťují také receptory svalové. Na vnímání pohybu a polohy kolenního kloubu se významně podílí receptory předního zkříženého vazy.

Vnímání pasivního pohybu a polohy kolenního kloubu bylo v řadě studií zkoumáno u pacientů s rupturou předního zkříženého vazy. Bylo prokázáno, že dochází k jeho snížení. (8) Avšak v některých případech nebyla nalezena významnější ztráta polohocitu ani pohybecitu. Autoři si to vysvětlují tím, že je to nejpravděpodobněji způsobeno senzitivními kompenzačními mechanismy okolních struktur v případě delšího časového odstupu od poranění a rekonstrukční operace (průměrně okolo 48 měsíců). (34)

Role kloubní aferentní projekce v γ -svalově-vřeténkovém systému

Protože informace zprostředkované svalovými vřeténky jsou polymodální (tzn. integrující informace z kůže, svalů a kloubů), je zjevné, že kloubní (tedy kapsulární a

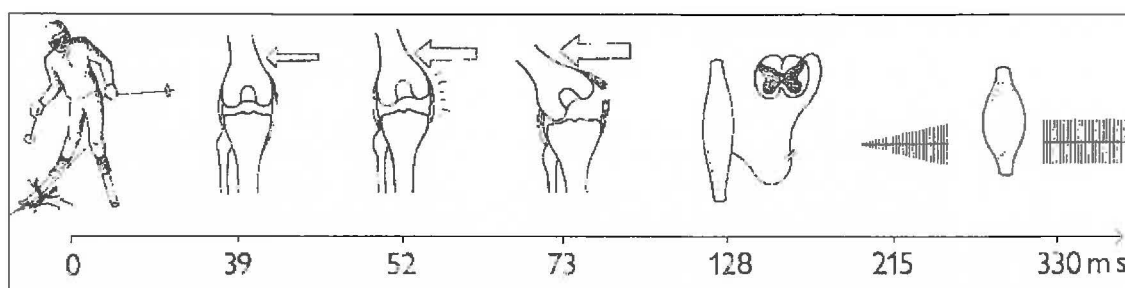
ligamentózní) receptory ovlivňují polohocit a pohybecit kolenního kloubu cestou γ -svalově-vřeténkového systému. (47)

Regulace napětí

„Časový argument“ proti protektivním reflexům

Kloubní senzitivní zakončení mohou startovat tzv. ligamento-neuro-muskulární protektivní reflexy. Jejich funkční význam je dosti malý, protože jsou příliš pomalé na to, aby mohly zabránit poranění kloubů.

Pope a jeho spolupracovníci vytvořili teoretickou analýzu typického poranění kolenního kloubu při sjezdovém lyžování. Po prvotním zatížení vnitřního postranního vazy by k jeho totální ruptuře došlo asi za 73 ms (přední zkřížený vaz se utrhne za 70 ms (Ireland)), zatímco k aktivaci protektivního reflexu až za 128 ms. Celý ligamento-neuro-muskulární reflex by pak proběhl až za 330 milisekund. (77)



Obr. 13 Časový průběh ochranného neuromuskulárního reflexu při působení „násilí“.

0 ms - okamžik úrazu,	
39 ms - zatížení vazy,	128 ms - začátek realizace kinetického řetězce,
52 ms - vyvolání bolesti,	215 ms - začínající kontrakce svalů,
73 ms - ruptura vazy,	330 ms - maximální kontrakce svalů. (77)

Pokud kolenní kloub čelí síle schopné ho poranit (může jít například o distorzi či subluxaci), svaly se mohou bránit dvěma způsoby. Jednak se reflexně „přednastaví“ vyšší svalové napětí, které více zatíží kolenní kloub, čímž se zvýší aktuální tuhost a také stabilita kloubu ve chvíli možného úrazu a nebo svaly reflexně zapůsobí přímo proti vystavené síle.

Čas potřebný k volní kontrakci svalů dolní končetiny po vizuálním (průměrná doba latence reakce je 180 ms) či taktilním podnětu (průměrná doba latence je 215 ms) je moc dlouhý na to, aby se zvýšením tuhosti kloubu dalo předejít úrazu.

„Časový argument“ podporoval představu, že mechanické vlastnosti ligament jsou nejdůležitějšími faktory zajišťující kloubní stabilitu a opomínal význam svalů v kontrole stability.

Nepřetržitě přizpůsobování svalového napětí a tuhosti cestou γ -smyčky

Freeman a Wyke dospěli k závěru, že regulace (či „přednastavování“) svalového tonu a tuhosti probíhá díky nepřetržité aktivitě γ -motoneuronů cestou polysynaptických reflexů vycházejících z kloubních receptorů. (27) To je zásadní pro kloubní tuhost a stabilitu zprostředkovanou svaly obklopujícími kolenní kloub.

Kolísání svalové tuhosti při pohybu může být vysvětleno změnami citlivosti svalových vřetének díky modulaci aktivity γ -motoneuronů. Je třeba mít na paměti, že ligamenta mohou ovlivňovat současně svalová vřeténka agonistů i antagonistů a to účinkem excitačním či inhibičním.

Svalová tuhost má dvě komponenty, reflexně vyvolanou a vlastní. Vlastní svalová tuhost závisí na visko-elastických vlastnostech svalu a na aktomyozinových můstcích, tedy na stupni svalové kontrakce v dané chvíli. Reflexně vyvolaná svalová tuhost je dána excitabilitou α -motoneuronů.

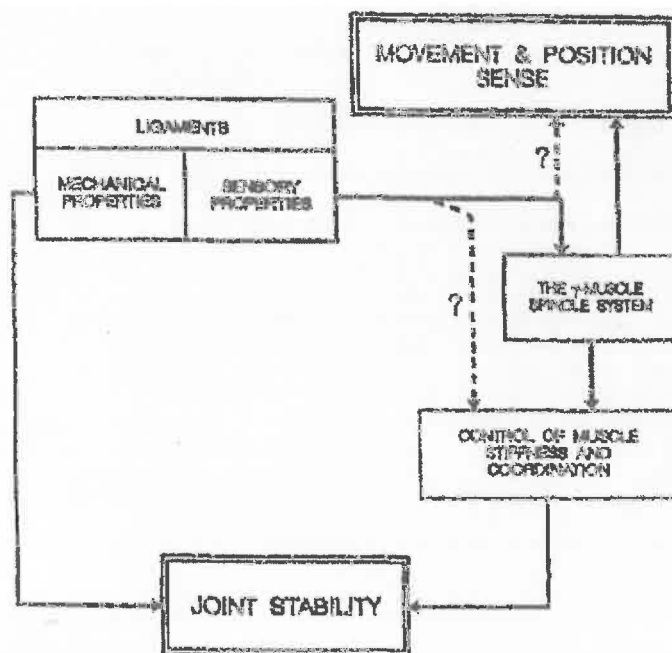
Vlastní svalová tuhost je, jinými slovy, výsledkem minulosti svalu (předešlých reflexních akcí a sestupných rozkazů). Proto v mnohém záleží na nedávné historii zatěžování dolních končetin. Vlastní svalová tuhost je neustále přítomná, kolísá během přirozených pohybů a chrání kloub. Bývá označována za první obrannou linii proti poškození.

Receptory v kolenním pouzdru a vazech signalizující i ve středních polohách kloubu mohou skrze γ -svalově-vřeténkový systém modifikovat reflexně vyvolanou svalovou tuhost a to v celém rozsahu pohybu v kloubu.

γ -motoneurony a míšní interneurony ovlivnitelné kloubními receptory získávají informace také z kožních a svalových receptorů. Proto jsou informace z více než jednoho druhu receptoru zapojené do regulace svalové tuhosti a tím i kloubní stability nutné k ochraně proti náhlému poškození.

Hlavní funkce kloubních (ligamentózních) receptorů je v kontrole a regulaci svalového napětí a tuhosti svalů okolo kolenního kloubu, tedy v nepřetržitě přizpůsobování vlastní svalové tuhosti cestou reflexně vyvolané tuhosti. (47)

Ligamenta kolenního kloubu hrají, vedle jejich mechanické funkce, úlohu senzorů. Proto po ruptuře předního zkříženého vazy dochází k chronické redukci zpětné vazby mezi tímto vazem a γ -motoneurony a tím k supresi náboru motorických jednotek během volní kontrakce m. quadriceps femoris. (52)



Obr. 14 Schéma mechanismů, kterými zkřížené vazy přispívají k regulaci kloubní stability. (47)

Výše uvedené poznatky jsou pro klinickou praxi nesmírně významné. Vyplývá z nich řada diagnostických a terapeutických možností. Některé budou popsány později v příslušných kapitolách (4.11, 4.12).

4.9 Instability kolenního kloubu

4.9.1 Klasifikace instabilit kolenního kloubu

Každá klasifikace má co nejvíce sloužit také jako terapeutická směrnice. V současné době existuje několik klasifikací, které jsou většinou zaměřeny na instability chronické.

Uvádím příklad klasifikace pro čerstvá poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. V první skupině jsou při úrazu nejdříve poškozeny kapsulární stabilizátory a teprve při určitém rozsahu jejich poškození může dojít k poranění zkřížených vazů. Ve druhé skupině dochází nejdříve k poškození zkřížených vazů. (21)

I. Instability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů:

1. Mediální instability (abdukčně - zevně rotační)
2. Laterální instability (addukčně - rotační)
3. Hyperextenzní instability (genu recurvatum)

II. Izolované léze zkříženého vazů:

1. Izolované léze předního zkříženého vazů
2. Izolované léze zadního zkříženého vazů

4.9.1.1 Instability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů

Kolenní vazy bývají traumatizovány převážně nepřímým pákovým mechanismem za vyvinutí vnější síly na koleno mimo fyziologický rozsah pohybu kloubu. Často se jedná o sportovní úrazy (fotbal, lyžování, kontaktní sporty).

Mediální instability jsou nejčastější, tvoří přes 90% všech poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Vznikají působením kombinace násilné abdukce a zevní rotace bérce při současné flexi nebo působením přímého násilí na kloub ze zevní strany. Nejdříve dochází k poškození vnitřního postranního vazů a kloubního pouzdra. Při dalším působení násilí dochází k poškození jednoho, většinou předního, zkříženého vazů.

V případě poškození předního zkříženého vazů se jedná o anteromediální (rotační) instabilitu. Vaz se obvykle trhá při pokračující abdukci a zevní rotaci bérce o vnitřní hranu laterálního kondylu femuru. Nejdříve praská část anteromediální a poté část posterolaterální. Proto často může dojít k částečné ruptuře vazů. Trhlina v mediální části pouzdra se současně šíří přes retinaculum patellae mediale longitudinale ventrálně k ligamentum patellae. Dorzálně se šíří ruptura pouzdra napříč šikmým kapsulárním vazem. Současně může dojít k poškození vnitřního menisku. Tento druh instability představuje tzv. „unhappy trias“.

Při velkém přímém násilí na extendovaný kloub ze zevní strany dochází k roztržení všech mediálních kapsulárních stabilizátorů, obou zkřížených vazů a obou menisků. Takovéto poranění bývá označováno za „nešťastnou pentádu“.

Laterální instability jsou méně časté, tvoří asi 5% všech poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Jako příčina jsou uváděny zejména násilná addukce sdružená se zevní či vnitřní rotací bérce a přímé mediální násilí. Vzniká anterolaterální instabilita následkem poškození laterálních kapsulárních struktur (často tractus iliotibialis), zevního postranního vazů a při větším násilí i laterálního menisku a předního zkříženého vazů.

Působením velkého přímého násilí může dojít až k „nešťastné pentádě“, tedy k poškození všech laterálních kapsulárních stabilizátorů, obou zkřížených vazů a obou menisků. Nervus peroneus communis je přitom značně natažen nebo přerušeno. Toto poranění je jedním z nejzávažnějších a to jak z hlediska rozsahu, obtížnosti ošetření, tak i prognózy. (14, 21)

Hyperextenzní instability jsou poměrně vzácná poranění, ale svými důsledky patří k nejtěžším. K těmto lézím dochází při přímém hyperextenzním násilí. I při nich může při velkém násilí dojít k poškození zkřížených vazů. (21)

4.9.1.2 Izolované léze předního zkříženého vazů

Výskyt izolovaných lézí předního zkříženého vazů byl dříve zpochybňován, ale artroskopická vyšetření potvrdila jejich existenci a poměrně častý výskyt. Poranění předního zkříženého vazů je asi 10krát častější než poranění zadního zkříženého vazů.

K izolované lézi vazů nejčastěji dochází nepřímým mechanismem násilnou vnitřní rotací bérce během terminální fáze extenze kloubu. Kromě poškození předního zkříženého vazů vzniká distenze dorzální části kloubního pouzdra, což se projevuje hemoragiemi v pouzdru.

Nejčastěji se přední zkřížený vaz trhá v jeho střední části a v obl. femorální inzerce.

Při klinickém vyšetření bývá jasně pozitivní Lachmanův test. Jerk test i pivot shift test jsou pozitivní u menšího procenta postižení. Přední zásuvkový příznak v 90° flexi je v akutním stavu nanejvýš slabě naznačen. Typický je rychlý vznik hemartrosu. (14, 21)

4.9.2 Poranění předního zkříženého vazů

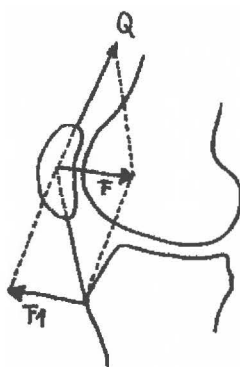
Poranění předního zkříženého vazů vznikají obvykle nepřímým mechanismem, nejčastěji násilnou abdukci a zevní rotací bérce v extenzi nebo lehké flexi kolenního

kloubu (fotbal, lyžování). Slyšitelné prasknutí („pop fenomén“) udává 30-50% pacientů. Známkou poranění tohoto vazů je časný hemartros (až v 75% případů). Bolestivost není vždy výrazná. Bezprostředně po úrazu je často minimální, někdy dokonce neomezuje chůzi a nastupuje později. Poúrazová synovialitis může vzniknout až po řadě hodin. (21)

K dalším mechanismům poranění a ruptury předního zkříženého vazů patří:

- kombinace flexe, valgozity a zevní rotace bérce,
- kombinace flexe, varozity a vnitřní rotace bérce,
- dopad na extendovanou a rotovanou dolní končetinu,
- extrémní tah extenzorového aparátu. (56)

Zajímavý je vzácný mechanismus poranění, při kterém se sportovec zvedá z podpory plnou silou extenzorů kolene (obr. 15): tah m. quadriceps femoris (označený jako síla Q) vytváří silový vektor F, který tlačí patelu k femuru. Současně vzniká síla F1, která táhne tibií dopředu. Tato síla působí při nadprahové velikosti rupturu vazů. Zdálo by se tedy, že čím menší bude flexe v kolenním kloubu, tím menší bude nevíтанá síla F1. Ale právě v extenzi je tento mechanismus nejnebezpečnější, protože nepůsobí ochranný protitah hamstringů, které jsou synergisty předního zkříženého vazů. (41, 69)



Obr. 15 Tah extenzorového aparátu. (69)

Vysoká pravděpodobnost přední subluxace tibie je také během skoku. V letové fázi totiž dochází k extenzi kolena a přední subluxaci tibie. Při doskoku uvnitř kolene vzniká pocit „proklouznutí“ kostí, protože tibie a zadní roh laterálního menisku se vracejí do fyziologického postavení a výsledkem kontaktu se zemí je redukce přední subluxace. To vede k náhlému podklesnutí kolenního kloubu a způsobí to „giving way“ fenomén. Mechanismus tohoto pohybu byl vědecky prokázán. (14)

Největší síla v předním zkříženém vazu byla experimentálně vyvolána vnitřním torzním momentem tibie při hyperextendovaném kolenním kloubu. Lze tedy konstatovat, že flektované koleno může být méně náchylné k poranění předního zkříženého vazy, i když je zatíženo torzí tibie a naopak hyperextenze kolena se současnou torzí tibie jsou příčinami zranění. (14)

Poranění předního zkříženého vazy vede ke zvýšené laxitě kloubu a k nadměrnému smykovému namáhání kloubních struktur. Dochází k iritaci výstelky kloubní nitroblány (synovialitis), což je příčinou urychlené eroze kloubních a meniskálních povrchů a zvýšené produkce synoviální tekutiny. (32)

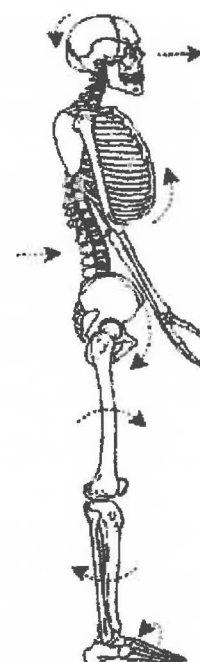
4.9.3 Rozdílné dispozice k poranění předního zkříženého vazy u žen a mužů

Vliv pohlaví je významný a podložený statistickými údaji, které uvádějí několikanásobně vyšší incidenci úrazů kolenního kloubu u žen. Sportující ženy vykazují dle druhu sportu 2-8x vyšší incidenci poranění předního zkříženého vazy než muži. (43, 99)

Důvody jsou multifaktoriální. V literatuře se uvádí relevantní anatomické, hormonální, neuromuskulární a biomechanické rozdíly mezi muži a ženami. Významné je osově postavení dolních končetin, u žen relativně silnější m. quadriceps femoris ve srovnání s ischiokrurálními svaly a zvýšená hladina estrogenů během menstruačního cyklu. (38, 43, 103)

U mužů a žen lze odhalit rozdíly v pozici trupu, pánve a kyčelních kloubů při provádění cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci ve stoji, například podřepů. Ženy mají tendenci k většímu nachýlení trupu dopředu, prohloubení bederní lordózy, anteverti pánve a addukci s vnitřní rotací v kyčelních kloubech. Proximální nastavení těla samozřejmě ovlivní pozici kolenního kloubu. Dojde k zevní rotaci tibie, subtalární everzi a pronaci přednoží. To je vzhledem k možnému poranění předního zkříženého vazy velmi rizikové. (43, 39)

Obr. 16 Vliv pozice proximálních segmentů těla na postavení DK. (39)



I bezpečná pozice při doskoku předpokládá optimální lordotické postavení bederní páteře a flexi v kolenním a kyčelním kloubu. To umožňuje větší posturální připravenost, koordinovanější dopad a ischiokrurální svaly se efektivněji zapojí proti anteriorní translaci tibie. Mužské koleno udrží při zátěži lépe relativně flektovanou pozici, což souvisí s dobrým stabilizačním vzorcem hamstringy - mm. vasti. (43)

Ženy mají oproti mužům širší pánev, tedy i větší Q-úhel. Ten potom ovlivňuje vedení pately, čímž mohou být ženy predisponovány k některým potížím. Abnormální vedení pately může vést k její instabilitě, dislokaci nebo bolesti způsobené dysbalancí v zatěžování kolenního kloubu. Důležitá je role m. vastus medialis, který patelu stabilizuje, u žen je však relativně hypoaktivní. (62, 107)

Interkondylární prostor je v ženském kolenním kloubu menší, což také přispívá k traumatizaci zkřížených vazů. (93)

Celkově je laxita vazivové tkáně žen větší, koleno má tendenci k hyperextenzi a koleno více „spoléhá“ na ligamenta. (61)

Dalším rizikovým faktorem je hladina estrogenů, relaxinu a endogenních androgenů. (87) Vazy reagují na estrogeny snížením aktivity fibroblastů a syntézy kolagenních vláken. Ženy mají tendenci k úrazům předního zkříženého vazů při ovulační fázi menstruačního cyklu (10.-14. den), což je právě období nejvyšší hladiny estrogenů. (33, 99, 107) Toto riziko může být sníženo užíváním orální hormonální antikoncepce. (40, 99) Endogenní androgeny mají vliv na pevnost a hydrataci vaziva a diferenciaci fibroblastů. Jejich produkce klesá při chronických infektech či stresu a při poruše menstruačního cyklu. (61)

Jsou známé také rozdíly mezi muži a ženami v kinematice extenze kolenního kloubu. Dosahuje-li koleno úseku terminální extenze při pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci, vyskytuje se u žen zřetelně více smýkání kloubních ploch oproti valení, jak je tomu u mužů. To podporuje i menší koaktivace ischiokrurálních svalů během extenze kolenního kloubu u žen. Extenze je proto sdružená s větší anteriorní translací tibie a potenciálně i větším napětím předního zkříženého vazů. I tento kinematický rozdíl může pomoci vysvětlit vyšší výskyt nekontaktních úrazů předního zkříženého vazů pozorovaných u žen. (107)

Další pohlavní rozdíly byly odhalené v nervosvalových aktivačních vzorech. Reakční časy i preaktivace jsou u žen pomalejší. Ženy také nejsou schopné zvětšit tuhost kolenního kloubu pomocí maximální kontrakce svalů obklopující kloub tolik co muži. Mají i nižší tuhost svalů, která může vést k prodlevě mezi kontrakcí svalu a vlastní pohybovou odpovědí, jak dokazuje prodloužená EMG aktivita během celkové reakční doby. Je možné, že odlišnosti v tuhosti ischiokrurálních svalů mohou ovlivnit kontrolu anteriorní tibiální translace. (37, 38, 98)

Pohyb v kolenním kloubu ve frontální rovině při doskoku má významnou vypovídající hodnotu týkající se predikce úrazu kolenního kloubu. Sportovkyně po úrazu předního zkříženého vazů mají dle studie Hewetta abdukční úhel o 8° větší a při doskoku dosahují valgozity v průměru 5°, zatímco zdravé sportovkyně při doskoku vykazují mírnou varozitu a dosahují v průměru o 10° větší flexe v kolenním kloubu. Průměrná hodnota flexe kolenního kloubu při doskoku je u mužů 27,4° a u žen 22,3°. (37)

4.9.4 Poranění předního zkříženého vazů u dětí a dospívajících

Dříve se udávalo, že ruptury předního zkříženého vazů u dětí a dospívajících jsou vzácné, protože vaz je pevnější než růstové spáry. Proto se více vyskytují epifyzeolýzy nebo abrupce interkondylické eminence. Artroskopická vyšetření však výskyt ruptur u dětí prokázaly. Poranění kolenního kloubu s hemartrosem u dětí a dospívajících je více než v 50% případů spojeno právě s rupturou předního zkříženého vazů a asi 50% těchto pacientů má současně poraněný meniskus. (21, 85)

Malá spolehlivost klinického vyšetření zejména u dětí mladších 12 let činí diagnózu obtížnou. Neinvazivní vysoce specifickou a senzitivní diagnostickou metodou je magnetická rezonance. Nejspolehlivější metodou je artroskopie.

Konzervativní léčba je úspěšná u parciální ruptury. Po totální ruptuře mají děti často obtíže z nestability, nejsou schopné návratu k sportovním aktivitám vyžadujícím prudké změny směru a riziko dalšího poranění menisku je vysoké. Proto musí omezit rizikové aktivity nebo jsou indikovány k intraartikulární rekonstrukci předního zkříženého vazů. Primární ošetření ruptury je totiž úspěšné pouze při poranění vazů s kostní abrupcí. (21)

4.9.5 Chronické instability kolenního kloubu

Chronická instabilita kolenního kloubu je dynamicky se rozvíjející stav, který je výrazem závažné insuficience jednoho nebo obou zkřížených vazů a/nebo kapsulárních struktur, zejména postranních vazů. Podkladem je vždy akutní instabilita, nezhojené nebo špatně zhojené vazivové poranění. Příkladem může být operativně neošetřená totální ruptura předního zkříženého vazů, která se konzervativně nezhojí. Velkou skupinu kolenních kloubů s insuficiencí předního zkříženého vazů tvoří i případy, které nebyly primárně diagnostikovány a k jejich odhalení došlo až s časovým odstupem již jako chronická nestabilita.

V zásadě se klinický obraz vyvíjí dvěma možnými způsoby: okamžitým přechodem v instabilitu, kdy je zátěž končetiny od počátku téměř nemožná nebo plíživým přechodem v instabilitu, kdy je zátěž končetiny možná a potíže jsou minimální. Je-li zbytková léze vazivového aparátu malá a kompenzační mechanismy a adaptace pacienta dobrá, mohou všechny potíže vymizet. Většinou však potíže po zátěži přibývají a objevují se klinické příznaky instability, které se zhoršují.

Jde tedy o soubor charakteristických klinických příznaků, které navazují s latencí několika týdnů až měsíců na charakteristickou úrazovou anamnézu. (21, 57)

Kloubní instabilita kolena se projevuje dvojím způsobem:

1. „giving way“ fenomémem, který je v literatuře popisován dvěma způsoby. Někteří autoři to pokládají za náhlé podklesnutí kolenního kloubu, časté i při běžné chůzi, kdy příčinou je reflexní, okamžité ochabnutí m. quadriceps femoris. Jiní popisují tento příznak jako „vypadávání kolena“ zapříčiněné vnitřně-rotací subluxací bérce v určité fázi flexe, která je za normálních podmínek eliminována předním zkříženým vazem. Tento fenomén je proto typický pro kompletní chronickou lézi předního zkříženého vazů. (14, 57)

2. pocitem nejistoty kloubu při zvýšené zátěži (prudká změna směru, rotace na zatížené končetině, chůze po nerovném terénu atd.). (14)

Při insuficienci předního zkříženého vazů může docházet k postupné distenzi sekundárních stabilizátorů a zhoršování nestability. V tomto smyslu jsou nejškodlivější pohybové aktivity zahrnující prudké starty, prudká zastavení či rychlé změny směru.

Funkční nestabilita s častými projevy „vypadávání kolena“ vede k poškození menisků, kloubní chrupavky a rozvoji artrotických změn. K tribologickým změnám dochází i na základě změny poměru valivého a klouzavého pohybu v kloubu. To se projevuje abnormálním otěrem částic kloubní chrupavky a později i jejími makroskopickými změnami. (9)

Chronickou nestabilitu lze příznivě ovlivnit vhodnou fyzioterapeutickou léčbou. Při přetrvávání obtíží i při běžných denních aktivitách a u aktivních pacientů je indikována operační léčba. (21)

Je zajímavé zmínit, že jsou známé případy vrcholových sportovců, kteří hrají fotbal, basketbal nebo lyžují bez signifikantních obtíží s artroskopicky ověřenou kompletní rupturou předního zkříženého vazů. Jsou to však výjimky a je otázkou, v jakém stavu bude jejich kolenní kloub za 5-10 let. (57)

4.10 Speciální klinické problémy

4.10.1 Hemartros, výpotek a synovialitida

Hemartros, který nastoupí bezprostředně po úrazu, je téměř vždy známkou závažného poranění kolenního kloubu a nejčastěji jde právě o rupturu předního zkříženého vazů. Pokud v kolenním kloubu hemartros přetrvává, má nepříznivý vliv na synoviální membránu, kloubní chrupavky i na pevnost zkřížených vazů. Přítomnost krve a jejích rozpadových produktů totiž vede k synovialitidě a ztlustění kloubního pouzdra. Výsledkem je snížený metabolismus v kloubu a enzymy krevního séra pak poškozují chrupavku i zkřížené vazy. Z těchto důvodů má punkce hemartrosu plné opodstatnění. Při opakované náplni je třeba punktovat znova.

Jestliže se v průběhu léčení poranění kolenního kloubu vytváří výpotek, vzniká jako reakce na traumatické poškození kloubního pouzdra aseptickým zánětem. Dochází k naplnění pouzdra a ke kompresi kapilár. Následuje pokles látkové výměny mezi chrupavkou a kloubním pouzdrem. Vlivem zánětu se mění i složení synoviální tekutiny a obsah kyseliny hyaluronové, která má vliv na viskozitu synovie. To má za následek i změnu v tribologických poměrech kloubu. V kloubní dutině přibývají leukocyty, které obsahují lysozomální enzymy. Ty spolu s poklesem metabolismu vedou k dystrofickým

změnám a poškození kloubní chrupavky. Výpotkem jsou drážděny a silně aktivovány i nervové receptory v kloubním pouzdru, mění se aference a tím dochází k inhibici reflexní kontrakce svalů obklopující kolenní kloub. Perzistence chronických výpotků v kloubu tedy vede k oslabení a hypotrofii m. quadriceps femoris, zejména vastus medialis a ztěžuje fyzioterapeutickou léčbu.

Hemartros i opakované výpotky vytvářejí z části reverzibilní, někdy však nevratné změny v kolenním kloubu. Proto je při operačních výkonech nutné pečlivě stavět krvácení a po operaci je třeba kolenní kloub kontrolovat a podle potřeby opakovat punkce. (26)

4.10.2 Vliv chronického poškození kolenních vazů na svalovou sílu a koordinaci

Vlivem dlouhodobého poškození vazů, bolesti či kloubního výpotku lze pozorovat změny funkce neuromuskulárního systému.

U pacientů se starou rupturou předního zkříženého vazů je síla stehenního svalstva na postižené dolní končetině zpravidla výrazně snížena. Tegner et al. studovali jedince s tímto postižením a zjistili, že isokinetická síla (při 30°/s) m. quadriceps femoris i ischiokrurálních svalů je oproti zdravé končetině významně snížena. (91) Deficit svalové síly m. quadriceps femoris lze odůvodnit neoptimální aktivací při volní kontrakci. Nesprávná aktivace svalu může být způsobena změnou aferentní zpětné vazby z mechanoreceptorů umístěných okolo či uvnitř přetrženého předního zkříženého vazů. Aferenci může podobně změnit i kloubní výpotek a bolest. (97)

Poranění vazů a tím způsobená deaferentace změní normální sensorický feedback během pohybů, který se „nehodí“ k existujícím motorickým programům. To může způsobit chyby v normálním svalově-koordinačním vzoru a tím i ve funkční kloubní stabilitě. Předpokládá se, že jsou využívány jiné adaptované motorické programy, aby přijímaly specifický sensorický feedback a mohlo být vyhověno různým motorickým požadavkům. (47)

Mnoho studií se zabývá pohybovými vzory, zejména aktivací různých svalů, při chůzi pacientů s rupturou předního zkříženého vazů. Nejvíce odchylek se nachází v přechodu švihové fáze ve stojnou, kdy se mnohem méně aktivuje m. quadriceps femoris a m. gastrocnemius a více se zapojují ischiokrurální svaly. Některé studie

zjistily, že na začátku švihové fáze kroku je aktivita m. vastus lateralis vyšší a během konečné fáze stoje jsou ischiokrurální svaly aktivované méně oproti chůzi zdravých jedinců. (2, 17, 19)

I u stejného typu poranění však nelze přesně určit společné odlišnosti, protože se musí brát v úvahu míra nervosvalové adaptace a kompenzace, která se u různých jedinců liší. I tak nelze přehlédnout jisté klinické známky změny svalové aktivity a stereotypu chůze u pacientů s rupturou důsledkem částečné deafferentace poraněného kolenního kloubu. (47)

Každý kosterní sval obsahuje dva druhy vláken - vlákna tonická (pomalá) a vlákna fázická (rychlá). Oba typy se vzájemně liší metabolismem. Na negativní podněty z kloubu, ke kterému příslušný sval patří, jsou rychlá vlákna oproti pomalým více citlivá a proto mohou reflexně atrofovat. To způsobuje hypotrofii stehenního svalstva, zejména m. vastus medialis, který obsahuje hodně rychlých vláken. Hamstringy obsahují více než polovinu tonických vláken. Proto je třeba kromě posilování zařadit cviky protahovací, které příznivě ovlivní tonická vlákna. (69, 90)

Pseudoparéza m. quadriceps femoris představuje funkční stav, při kterém patologický reflex utlumí správnou inervaci a dochází k hypotrofii. Pacient není schopen izometrické kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního, nezvedne dolní končetinu od podložky a v elevaci ji neudrží. Nejdůležitější je odstranění negativních faktorů - např. punkce výpotku, tlumení bolesti pomocí analgetik či kryoterapie. Vhodná je povrchová stimulace.

I omezení rozsahu pohybu v kolenním kloubu může být způsobeno výpotkem, synovialitidou, nitrokloubními srůsty či bolestí poraněných či operovaných struktur. Prevencí kloubních srůstů je pohyb. (14)

4.11 Klinické vyšetření vazivového aparátu kolenního kloubu

Cílem prvotního vyšetření je stanovit správnou diagnózu a v případě léze předního zkříženého vazy vyloučit poškození ostatních struktur kolenního kloubu, zejména menisků.

Celkové klinické vyšetření zahrnuje: anamnézu, aspekci, palpaci, vyšetření aktivní a pasivní pohyblivosti kloubu včetně kloubní vůle a pohybu proti odporu, neurologické vyšetření a vyšetření stability kloubu s využitím specifických vyšetřovacích testů.

Mezi základní klinické testy vazivového aparátu patří testování jeho stabilizačního účinku při pasivních pohybech v kolenním kloubu.

Ačkoliv nás při vyšetření zajímá stabilita kloubu, vyšetřujeme vlastně laxitu kloubu, přesněji laxitu vazivového aparátu a na stabilitu usuzujeme nepřímou. Vyšetřením však nezjistíme, zda je kloub stabilní při zatížení, protože vazivový aparát je jen součástí celkového stabilizačního systému kolenního kloubu. Proto nelze tvrdit o kloubu s větší laxitou, že je nestabilní. A jestliže je kloub při vyšetření stabilní, neznamená to, že je stabilní i při normálním funkčním zatížení. Je to dáno rozdílnou velikostí sil působících při vyšetření a při funkčním zatížení kloubu.

Klinické vyšetření laxity má základní význam pro diagnózu poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Každá instabilita kloubu je totiž vždy spojena s porušením integrity jeho vazivového aparátu. (14)

Nejpříznivější doba pro vyšetření poraněného kolenního kloubu je ihned po úrazu, tj. když ještě není celý kloub bolestivý, není difúzní edém a bolestivá svalová kontraktura.

V rámci anamnézy se ptáme, kdy došlo k úrazu, na intenzitu a lokalizaci bolesti, na schopnost zátěže a chůze ihned po poranění, na pocit nestability a na rychlost vzniku náplně kloubu. Snažíme se zjistit mechanismus poranění, zda byl přímý či nepřímý. Ze směru a velikosti násilí lze usuzovat na závažnost poranění. U chronických obtíží je potřeba zjistit dosavadní léčebný postup včetně fyzioterapeutické intervence, efekt léčby, subjektivní pocity pacienta včetně pocitů nestability, výskyt blokády a výpotků. Velmi nás zajímá i stav propriocepce, jejíž poruše může nasvědčovat opakování traumat. Zjišťujeme údaje o zraku, bolestech zad, endokrinologickou anamnézu, psychosociální, osobnostní a profesní pozadí problému.

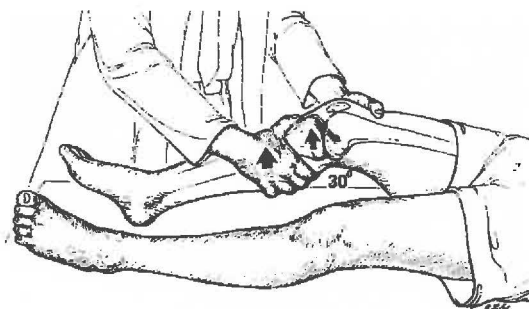
Aspekci porovnááme tvar a postavení kloubu se zdravou dolní končetinou. Zajímá nás celkové držení těla a chůze. Výrazná je atrofie m. quadriceps femoris. Vypovídá o chronické iritaci a bolesti kloubu, která vede k reflexnímu vyřazení svalu z funkce. Opticky se to projevuje zejména na m. vastus medialis.

V případě, že se nejedná o čerstvý úraz, si při kineziologickém vyšetření všímáme celkových souvislostí.

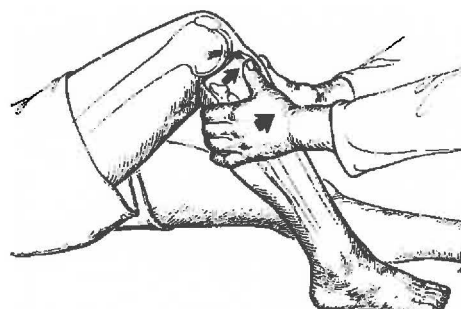
Palpací například ověříme, zda je v kolenním kloubu synovialitida či výpotek. Při synovialitidě je suprapatelární recessus vyklenutý a kloub je „plnější“ zduřelou výstelkou. Výpotek bývá provázen ještě větším vyklenutím. *Wipe testem* lze vyšetřit i malé množství kloubního výpotku, při podezření na velký výpotek lze využít test zvaný *Ballotement pately*, kdy patela „plave“ na tekutině. Palpačně také hledáme místa maximální bolestivosti. Palpujeme průběh kloubních štěrbin, postranních vazů, napětí svalů apod.

Pro každý z kolenních vazů existuje řada klinických testů, jejichž objektivita je však značně problematická. Jen velmi málo vypovídají o reálném chování kolenního kloubu. Pro vyšetření strukturální integrity předního zkříženého vazů jsou v běžné klinické praxi nejčastěji používány následující testy: *přední zásuvkový test* (podle některých autorů lze považovat rozmezí 0-5 mm ještě za fyziologické, po rekonstrukční operaci vazů většinou přední zásuvka do 5 mm přetrvává), *Lachmanův test* a pro vyšetření anterolaterální rotační nestability (vyšetření subluxe laterálního kondylu tibie a vyvolání giving way fenoménu) slouží *Pivot shift test*, *Jerk test* či *Slocum test*. Rotační pohyb bérce proti odporu může být rovněž bolestivý. (14, 32)

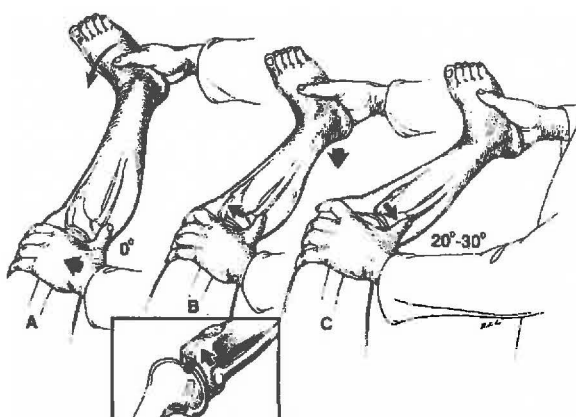
K posouzení ventrální translace tibie vůči femuru se ve většině studií dle doporučení IKDC (International Knee Documentation Committee) používá artrometr KT-1000. Měření se provádí silou okolo 89 N.



Obr. 17 Lachmanův test se zdá být nejcitlivějším vyšetřením ruptury LCA. (94)



Obr. 18 Přední zásuvkový test. (94)



Obr. 19 Pivot shift test. (94)

Důležité je zařadit testy vyšetřující funkci nervových struktur kloubu a kloubních ligament. Vyšetříme šlachookosticové reflexy. Patelárním reflexem testujeme segmenty L2-4, mediálním hamstringovým reflexem segmenty L5-S1 a laterálním S1-S2. Hamstringový reflex chrání přední zkřížený vaz před možným excesivním přetažením, když je tibie posunutá dozadu. Čas latence tohoto reflexu koreluje s frekvencí giving way fenoménu. (92) Důležité je vyšetření cití. Povrchové cití pro dotek a bolest zjišťujeme zejména v dermatomech L2 a 3, ale i v jednotlivých areae nervinae. Při operacích kolenního kloubu může dojít k poranění senzitivních větví nervů, například ramus infrapatellaris nervi sapheni. Tato větev senzitivně inervuje kůži na mediální a přední ploše bérce. Tinelův příznak lze vyvolat poklepem mediálně od tuberositas tibiae. Je nutné posoudit propriocepci nejen na postižené končetině (polohocit a pohybovit, ladička, kreslení nohou apod.) a celkovou rovnováhu. (32, 61)

Musíme vyloučit poranění jiných struktur. Femoropatelární kloub lze vyšetřit celou řadou testů. K vyšetření menisků slouží například *McMurray test*, *Apley test* (odlišení od léze postranních vazů), *Bounce home test* a *Childressův příznak* (chůze v podřepu).

Veškerá vyšetření vždy srovnáváme se zdravou dolní končetinou. (32)

Je velmi užitečné vyšetření podpořit objektivními měřicími metodami, například elektromyografií, 3D kinematickou analýzou pohybu (chůze, běh, poskok, podřep aj.), posturografií, tenzometrickým vyšetřením kinetiky, funkčním zobrazováním apod.

Na základě získaných informací z klinického vyšetření může lékař indikovat další pomocná vyšetření:

- Rentgenové vyšetření: i při zdánlivě jasné diagnóze se vždy provádí nativní snímek kolena, aby neuniklo pozornosti drobné poranění skeletu (event. artrografie, CT vyš.). (41)
- Punkce kloubu: čím více krve punktát obsahuje a čím rychleji hemartros vznikne, tím větší je poranění vazivového aparátu, nejspíše předního zkříženého vazy. (21)
- Magnetická rezonance: díky svému vysokému tkáňovému kontrastu, schopnosti zobrazovat v mnoha různých rovinách a hlavně neinvazivnosti postupně nahrazuje artrografii a diagnostickou artroskopii. Je to přesná a vysoce senzitivní metoda k diagnostice poranění kolenního kloubu. (21)
- Artroskopie: se provádí zavedením tubusu s optickým zařízením do kloubu. Kloubní dutina se naplní plynem nebo kapalinou. Přítomná krev se řádně vypláchne. Optikou lze prohlédnout převážnou část kloubu. Artroskopicky je možné ošetřit meniskus, vyjmout volné tělíčko či získat bioptický vzorek. (69)



Obr. 20, 21 a 22 Artroskopické vyšetření, fotografie zdravého a zraněného LCA indikovaného k rekonstrukci. (104)

4.12 Terapeutické možnosti při poranění předního zkříženého vazů

Poškození kolenního kloubu a jeho terapie zahrnuje širokou interdisciplinární oblast, kde se mimo jiné protíná problematika ortopedická, traumatologická, neurofyziologická, biomechanická, kineziologická, fyzioterapeutická a ortetická. Všechny obory se bouřlivě rozvíjí jednak díky technickému pokroku, ale i zásluhou změny myšlenkových paradigmat. (61)

O vhodné taktice léčení ruptury předního zkříženého vazů se lékaři rozhodují podle rozsahu a charakteru poranění a dle individuality pacienta. V úvahu musí vzít přidružená poranění menisků a dalších vazů, stupeň nestability a věk, aktivitu a motivaci pacienta. Vyšší věk (nad 40 let) není v současné době považován za kontraindikaci chirurgické léčby. Kontraindikací jsou například větší artrotické změny v kolenním kloubu, minimální pohybové nároky či snížená inteligence postiženého. V těchto případech se musí postupovat konzervativně. (21) Od lékařem navrženého postupu léčby se odvíjí možnosti léčby fyzioterapeutické.

4.12.1 Konzervativní léčba

Ruptura předního zkříženého vazů se konzervativně nezhojí. Situace se ale konzervativně řešit může pomocí fyzioterapeutické léčby.

Teoreticky je možné kompenzovat chybějící funkci předního zkříženého vazů zvýšením aktivity ischiokrurálních svalů, protože jsou synergisty tohoto vazů. Je nutné vybudovat schopnost velmi dobré funkční stability kolenního kloubu. Další možností je vyvarovat se nekontrolované a nadměrné extenze kolena. Sníží se tím riziko přední subluxace kloubu, která se může projevit „giving way“ fenoménem. Schopnost této kompenzace je přísně individuální a přímo závislá na stavu neuromuskulárního aparátu.

Při konzervativním řešení ruptury předního zkříženého vazů stále existuje reálné riziko projevu nestability kolenního kloubu a jejích dalších komplikací. Postupně se mohou uvolňovat i neporaněné kloubní stabilizátory a odložená operace proto již nemůže mít tak dobrý efekt. (14)

Samozřejmostí konzervativní léčby jsou kvalitní stabilizační ortézy využívané při rizikových aktivitách.

Akutní poranění předního zkříženého vazů bývá, pokud nebereme v potaz artroskopické vyšetření, léčeno konzervativně. Velmi důležité je zmírnění bolesti a otoku pomocí kryoterapie, obnovení rozsahu pohybu v kloubu a posílení ischiokrurálních svalů a m. quadriceps femoris. Pacient chodí o berlích bez zatěžování postižené dolní končetiny a dle reakce kloubu lékař povoluje plnou zátěž většinou po 2-3 týdnech po úrazu. (21)

Pokud je z jakéhokoli důvodu konzervativně řešená i chronická nestabilita kolenního kloubu, terapie se musí zaměřit na podporu dynamické stabilizace kloubu. Proto je potřeba dosáhnout maximální možné síly stehenních svalů a jejich koordinace například pomocí „proprioceptivního tréninku“.

4.12.2 Chirurgická léčba

Ještě dnes je řada léčebných režimů poraněných kolenních vazů sestavena na podkladě toho, že vazy fungují jako mechanické statické stabilizátory kloubu. Bylo vynaložené veliké úsilí k nalezení co nejvhodnějšího substitučního materiálu s podobnými mechanickými vlastnostmi daného vazů. Opakovaně je zdůrazňováno, že chirurgická léčba ruptury předního zkříženého vazů musí dodržovat anatomická a biomechanická kritéria, tedy že nejdůležitější je správná pozice a tonizace štěpu a zachování krevního zásobení.

I přes vyvinutí řady sofistikovaných operačních metod, výsledky operace jsou pro pacienty mnohdy zklamáním. Symptomy jako je funkční instabilita, „giving way“ fenomén či svalová slabost zvláště stehenního svalstva často přetrvávají. Již v roce 1966 Freeman a jeho spolupracovníci předpokládali, že tyto symptomy mohou být důsledkem částečné deafferentace kloubního pouzdra a vazů po poranění kolenního kloubu. (27)

Kdykoliv je nutná operační léčba, je velmi důležité, aby byla minimalizována senzoričká poškození kloubu. Když je ruptura předního zkříženého vazů nahrazena štěpem, senzoričká funkce vazů se neobnoví. Vzhledem k tomu, že nejvíce receptorů je umístěno na začátku a na konci vazů při jeho úponech ke kostem, bylo by nejvhodnější poraněný vaz neodstraňovat a jen ho primárně opravit například zpevněním šlachovým transplantátem nebo provedením sutury. Důležité je i zachovat stejné napětí ligamenta, protože většina receptorů signalizuje v limitovaném rozsahu mechanického „stresu“.

V případě předního zkříženého vazů se však podobné zákroky minimalizující ztrátu receptorů z hlediska zajištění dostatečné stability kloubu neosvědčily a proto se přistupuje k rekonstrukčním operacím, které i tak mají statisticky nejlepší výsledky.(47)

První operační ošetření insuficience předního zkříženého vazů popsal Hey Groves již v roce 1914. V literatuře lze zaznamenat vzestup zájmu o tuto problematiku až v 60. letech minulého století. Do vývoje operačních technik přinesl převratné změny rozvoj artroskopie. Asi do poloviny 80. let dominovaly rekonstrukční operace na otevřeném kolenním kloubu. V současnosti jsou operace měkkých struktur kolena prováděny artroskopicky nebo pomocí miniartrotomie. (21, 57)

Názory na ošetření akutní ruptury předního zkříženého vazů byly v posledních 30 letech opakovaně přehodnocovány. V současnosti převládá názor, že akutní sutura, ať již prostá nebo augmentovaná, je neefektivní a dříve nebo později vede k plné insuficienci suturovaného vazů.

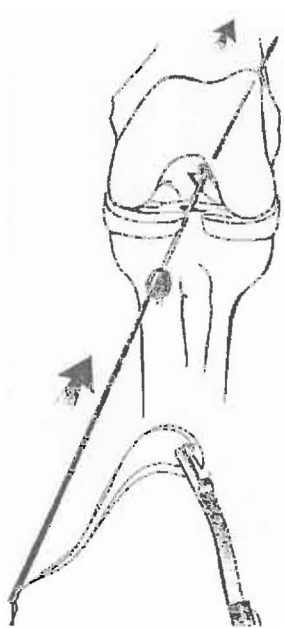
Většina autorů doporučuje v akutní pórúrazové fázi, která je ohraničena prvními třemi dny po úrazu, provést artroskopické vyšetření. Kloubní výstelka ještě nebývá zánětlivě změněná (hyperemie-hypertrofie) a riziko pooperační synovialitidy je malé. Při vyšetření by měl být zjištěn rozsah nitrokloubního poškození a pečlivě posouzeno místo, kde je trhlina vazů lokalizována. Podle toho se volí další postup. Výhodou artroskopického vyšetření je možnost ošetření poranění chrupavek a menisků a podle potřeby odstranění těch částí roztrženého vazů, které mohou uskřínovat mezi kloubní plochy.

Akutně se definitivní operační řešení provádí spíše vyjímečně a to například u aktivních sportovců, těžkých kombinovaných poranění, poranění posterolaterálních struktur, odtržení vazů s kostním fragmentem či v případě trhliny vazů v těsné blízkosti jeho úponu, kde je ideálním řešením minimálně invazivní reinerce vazů.

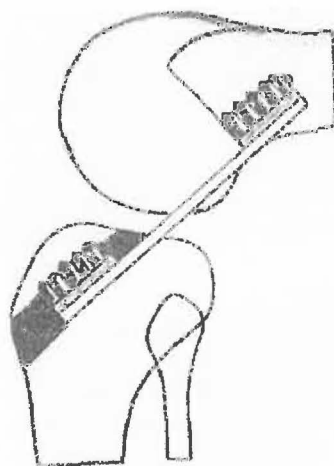
K snížení incidence artrofibrózy je konečné řešení v podobě intraartikulární náhrady poškozeného vazů štěpem odloženo na pozdější dobu. Rekonstrukce se tak provádí nejdříve za 6 až 12 týdnů po zklidnění pórúrazové synovialitidy, zhojení kapsulárních struktur, obnovení rozsahu pohybů v kloubu (důraz je kladen na plnou extenzi) a posílení stehenního svalstva. Odložení sekundární operace na dobu delší než 12 měsíců lze pokládat za programování pórúrazové artrózy. (21, 57, 75)

S prodlužujícím se intervalem mezi úrazem a operací také přibývá poškození menisků. U pacientů po mediální menisektomii dochází k progresi artrózy i po rekonstrukci předního zkříženého vazy. (74)

Intraartikulární rekonstrukce předního zkříženého vazy jsou artroskopicky asistované výkony, při kterých se nejprve z otevřeného přístupu extraartikulárně odebere štěp (v případě alogenního štěpu od kadaverózního dárce se štěp připraví). Poté pod artroskopickou kontrolou za pomoci speciálního cíliče lékař vyvrtá tibiální a femorální kanál. Skrz kostěné kanály se protáhne přichystaný štěp a zajistí se vhodným typem fixace tak, aby byl izometrický a izotonický v celém rozsahu pohybu kolenního kloubu. Pro ukotvení štěpu v kanálcích lze použít několik technik. Nejčastěji se využívají interferenční šrouby buď kovové (titan) nebo vstřebatelné, popřípadě transligamentózní fixace vstřebatelnými materiály (Rigid fix). (72, 89) Vedle právě popsané jednonálové techniky se může použít i technika dvojkanálová. V případě ideálního průběhu operace je potom výsledná pasivní stabilita velmi dobrá, ale potíže týkající se přihojení štěpu v kanálech, jejich průběhu a následného ovlivnění biomechaniky kloubu mohou být dvojnásobné. (63)



Obr. 23 Protahení štěpu do vyvrtaných kanálů očkem vodícího drátu. (73)



Obr. 24 Schéma fixace štěpu v kostních tunelech interferenčními šrouby. (21)



Obr. 25 Rekonstrukce štěpem ze šlachy m. semitendinosus a m. gracilis. Fixace dvěma vstřebatelnými hřebíčky. (21)

K rekonstrukci předního zkříženého vazy jsou používány náhrady z různých tkání: **autogenní či alogenní štěpy** z ligamentum patellae, ze šlachy m. semitendinosus, m. gracilis, m. quadriceps femoris, z tractus iliotibialis či Achillovy šlachy. Pro úspěšnost operace je mimo jiné důležitá mechanická pevnost použitých štěpů, jejich revaskularizace a remodelace.

Studiem pevnosti jednotlivých štěpů se zjistilo, že z tohoto hlediska je nejvýhodnější střední část ligamentum patellae odebrána v šíři 14 mm, což je přibližně 40% celkové šířky vazy. Tento štěp odebraný s kostními bločky z přední plochy pately a tuberositas tibiae (Bone - patellar Tendon - Bone ve zkratce BTB štěp) je asi o třetinu pevnější než přední zkřížený vaz. Druhou nejčastěji používanou náhradou je štěp ze šlachy m. gracilis či m. semitendinosus, která má zhruba třikrát menší pevnost než přední zkřížený vaz. Proto je štěp přeložen nadvakrát až načtyřikrát a uzpůsoben provlékáním či kombinuje oba svaly.



Obr. 26 Štěp připravený ze šlachy m. gracilis a m. semitendinosus. (105)

Obdobně odebraný štěp jako z ligamentum patellae, který přes ventrální plochu pately pokračuje až do šlachy m. rectus femoris, dosahuje pouze 20% pevnosti vazy. Vazivová tkáň odebraná z přední plochy pately je totiž velmi slabá. Distální část tractus iliotibialis v šíři 25 mm je mnohem pevnější (62% pevnosti vazy), ale při jejím odběru dochází ke značnému oslabení laterálních kapsulárních stabilizátorů. Přibližně stejné pevnosti jako přední zkřížený vaz dosahuje štěp z fascia lata v šíři 45 mm. (106)

Štěp BTB (obr. 29) je vybírán pro pacienty s velkou laxitou kloubu, mladé pacienty a sportovce s vysokými nároky. S fixací titanovými interferenčními šrouby umožňuje akcelerovanou rehabilitaci, časný pohyb a zátěž. Nejčastější komplikací jsou obtíže v místě odběru štěpu (patelární bolest, bolest při kleku). V rámci pooperační remodelace se tento štěp může poněkud zkrátit a změnit biomechanické poměry ve femoropatelárním skloubení. (21, 106)

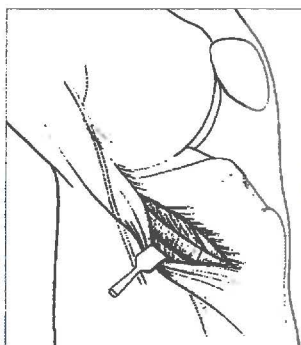


Obr. 27 a 28 Odběr BTB štěpu.



Obr. 29 BTB štěp z lig. patellae.

Výhodou technik s použitím šlach m. semitendinosus a m. gracilis jsou menší incize (obr. 30) a menší výskyt patelární bolesti. Výsledná stabilita je také velmi dobrá jako při použití B-T-B štěpu. Z této metody profituje především průměrná populace s nižší sportovní aktivitou a pacienti s femoropatelárními potížemi. (82) Možné operační problémy souvisí s primární fixací štěpu. Může docházet k pružení štěpu ve směru osy kostního tunelu nebo k pohybu štěpu v předozadním směru při flexi a extenzi. To způsobí abrazi štěpu a dilataci tunelu. (21, 106)



Obr. 30 Místo incize pro odebrání štěpu ze šlachy m. semitendinosus a m. gracilis. (71)

Výběr vhodného typu štěpu závisí i na druhu provozované sportovní aktivity, protože se operací více oslabí extenzorový nebo flexorový aparát kolenního kloubu.(14)

Dalším klinicky významným faktem je nutnost respektování začátků a úponů zkřížených vazů na kostech. Jakákoliv změna v lokalizaci začátku či úponu vazů se ihned projeví ve změně tenze vazů během pohybu. To platí zejména pro začátky vazů na femuru, protože v jakékoliv fázi pohybu leží v těsné blízkosti okamžitého centra rotace. Změna tibiálního úponu má podstatně menší vliv, protože je více vzdálena od středu rotace. (14)

S narůstajícím počtem rekonstrukčních operací se můžeme stále častěji setkat se *selháním rekonstruovaného vazů*. Počet selhání se v literatuře pohybuje okolo 10%. Nejčastější příčinou je špatná lokalizace kostních tunelů a neanatomický průběh vazů, dále také nedostatečná pevnost štěpu, nesprávná fixace nebo příliš agresivní rehabilitační léčba (popřípadě nedodržení režimových opatření pacientem, event. nový úraz). Většinu těchto případů lze reoperovat. Selhanou B-T-B plastiku lze nahradit šlachami hamstringů a naopak, ale tím dojde k další alteraci již postiženého aparátu kolena. Proto se řada autorů snaží využívat kadaverózní štěpy, většinou B-T-B. Počet úspěšných revizních operací se pohybuje mezi 60-75%. (21, 65, 83)

Odběr alogenních štěpů, jejich skladování a následné použití podléhá v současné době velmi přísným pravidlům. Použití alograftu eliminuje někdy značné potíže z odběrového místa a přináší i dobrý kosmetický efekt. Pooperační průběh je méně zatěžující a umožňuje rychlejší rehabilitační léčbu. Určitým rizikem je však přenos virových onemocnění, zejména HIV a hepatitidy C. (83)

Klinické i experimentální zkušenosti jasně ukazují, že žádná chirurgická rekonstrukce není schopna zcela nahradit biologicky, anatomicky ani funkčně původní vaz, což platí jak o zkřížených a postranních vazech, tak i o ostatních významných strukturách vazivového aparátu kolena. (14)

Mnoho studií se zabývá vývojem sekundární gonartrózy po rekonstrukci předního zkříženého vazů. Ukazuje se, že v chronicky instabilním kolenním kloubu dokonce s intaktními menisky se brzy po operaci (již po 3 letech) mohou objevit artrotické změny. Po 15 až 20 letech po rekonstrukci je to již u 50-70% pacientů. Riziko a časnost

nástupu artrotických změn koreluje se závažností poškození struktur kolenního kloubu. Rekonstrukce předního zkříženého vazů je sice prokazatelně meniskoprotektivní a tím do jisté míry zabraňuje časným degenerativním změnám, ty se však i přes zlepšení kloubní stability pomalu rozvíjí. (48, 50) Autoři to přisuzují biomechanickým, kinematickým a neuromotorickým změnám. Pooperačně může například přetrvávat anteriorní subluxace tibie. (1)

4.12.2.1 Operace u dětí

U pacientů starších 14 let, po ukončení nebo krátce před ukončením růstu, může být k rekonstrukci předního zkříženého vazů použit štěp z ligamentum patellae s kostními bločky. U pacientů, kde zbývá méně než 2 cm růstu z oblasti kolenních kloubů, může být přední zkřížený vaz rekonstruován šlachovými štěpy z ischiokrurálních svalů přes anatomické kostní tunely. U těch, kde zbývá více než 2 cm růstu z oblasti kolenních kloubů, se dává přednost konzervativní léčbě. Pokud jsou však výrazné obtíže z nestability i při běžné aktivitě, bolesti a léze menisku, je operace indikována. Potom se využívá technika s tibiálně i femorálně centrálně umístěnými kostními tunely malého průměru s využitím autogenních šlachových štěpů z m. semitendinosus a m. gracilis. Další možností je vést šlachový štěp kolem laterálního kondylu femuru („over the top“) a tibiálně v povrchovém zářezu přes přední hranu tibie. Tato technika šetří růstové spáry, avšak za cenu neanatomického průběhu štěpu. (21, 23)

4.12.3 Fyzioterapeutické hledisko

4.12.3.1 Důvody narůstající incidence poranění kolenního kloubu

Čím dál tím více studií ukazuje, že jedním z klíčových faktorů poranění kolenního kloubu je narušení neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kloubu. U pacientů jsou pravidelně prokazovány poruchy koordinace a „timing“ stabilizačních svalů, narušení vzorců aktivace, zpomalení reakčních časů, pomalejší dosažení optimálního momentu síly, narušení anticipačních mechanismů. Tyto poruchy jsou zjišťované i na zdravé straně. Dalším aspektem jsou změny vnímání tělového a dynamického pohybového schématu. Oblast kolenního kloubu má poměrně malou kortikální

senzomotorickou reprezentaci. Koleno je tedy relativně málo „uvědomováno“ a snadno se vytrácí z vědomého tělového a pohybového schématu. (61, 96)

U osob s poškozením předního zkříženého vazů a po jeho rekonstrukci je prokázáno snížení multimodální aference až o 70% a pooperačně se dá zlepšit jen částečně. Dlouhodobé pooperační výsledky pak úzce korelují se stavem propriocepce. (61)

4.12.3.2 Porucha časování aktivace stabilizačních svalů a poškození PZV

Jedním z nejdůležitějších faktorů majících vztah k poškození předního zkříženého vazů je časové rozložení stabilizace v posteroanteriorním a v mediolaterálním směru zejména za následujících situací: ve stojné fázi chůzového cyklu, při doskoku a při korekci silových momentů působících dopřednou translaci tibie. Pro dobrou dynamickou stabilizaci k podpoře funkce předního zkříženého vazů, se za těchto situací musí nejprve aktivovat hamstringy, až poté mm. vasti a nakonec mm. gastrocnemii. Preaktivace hamstringů je výrazná a velmi důležitá. Hamstringy jsou totiž agonisty předního zkříženého vazů jen pokud jsou zapojeny do uvedených stabilizačních vzorců a jejich aktivace je optimálně načasována. Pro kvalitní průběh dynamické stabilizace musí být semisvaly včas a dostatečně aktivovány. Výraznější přesun aktivace ve prospěch m. biceps femoris destabilizuje koleno zejména vůči silám vnitřně rotujícím femur oproti tibii. Důležité je také vyvážení aktivace m. vastus medialis a m. vastus lateralis. V neposlední řadě koleno dynamicky stabilizují mm. gastrocnemii. Táhnou femur oproti tibii dorzálně za současné komprese kloubu. Pro tuto funkci je klíčová správně rozložená koaktivace s mm. vasti. Předčasná a nadměrná aktivace m. quadriceps femoris oproti mm. gastrocnemii představuje další rizikový faktor pro poškození předního zkříženého vazů.

M. vastus medialis bývá u poranění předního zkříženého vazů, zejména u žen, funkčně utlumený a hypotrofický. Přitom funkční utlumení vastů může představovat adaptační, i když často kontraproduktivní, pokus centrální nervové soustavy jak zvrátit rizikový vzorec dynamické stabilizace (resp. destabilizace) ve prospěch hamstringů. Riziková je zejména nekompenzovaná aktivace vastů při malých flekčních úhlech v kolenním kloubu. Proto je třeba klást důraz na zapojení m. vastus medialis do správných stabilizačních vzorců v koaktivaci s hamstringy, nejlépe komplexními

technikami (proprioceptivní neuromuskulární facilitací, senzomotorickou stimulací, Vojtovou reflexní lokomocí, obecně progresivním tréninkem dynamické stabilizace). Aktivaci m. vastus medialis lze podpořit zevní rotací a addukcí dolní končetiny díky vazbě tohoto svalu s m. adductor magnus.

Je třeba zdůraznit, že izolované a mechanické posilování quadricepsu bez důrazu na trénink správného stabilizačního vzorce může mít u lézí předního zkříženého vazy nežádoucí důsledky.

Komplexní trénink dynamické stabilizace je jedinou možnou prevencí poranění kolenního kloubu a zároveň podmínkou dlouhodobého úspěchu operační léčby. Trénink dynamické stabilizace musí vycházet z představy provázanosti propriocepce, neuromotoriky, stavu měkkých tkání a kloubních struktur vůbec. V potaz je třeba brát i cévní zásobení arteriální a venózní a lymfatickou drenáž oblasti. (61, 64)

Fyzioterapeutická intervence je velmi významným faktorem, který se podílí na konečném výsledku léčby poranění vazivového aparátu kolena. Musíme mít na paměti, že sice provádíme fyzioterapii kolenního kloubu, ale rehabilitujeme celého člověka. Mnohdy je třeba pracovat i s motivací, osobnostními a psychosociálními faktory týkajícími se daného pacienta. (61)

Při terapii nesmíme opominout zdravou dolní končetinu, která byla v případě rekonstrukční náhrady vazy minimálně 4-6 týdnů přetěžována při chůzi o berlích. Není výjimkou, pokud v důsledku přetěžování poklesne podélné i příčné klenutí na zdravé noze. V literatuře i v praxi jsem se setkala s pokročilou koxartrózou na neoperované straně a to již po pár letech po operaci. Velmi rizikovým faktorem je fixace nesprávného stereotypu chůze s neustálým odlehčováním operované končetiny.

Jak již bylo několikrát zdůrazněno, při poranění kolenního kloubu a zejména předního zkříženého vazy, je třeba počítat se změnou propriocepce dané oblasti. Kolenní kloub bude vysílat neustále narušený sensorický feedback a proto se existující motorické programy musí pozměnit, aby vyhovovaly „nové sensorické situaci“. Pro správné opětovné osvojení polohocitu a pohybecitu dolní končetiny je třeba kloub zásobovat informacemi. Mezi prostředky k *znovuobnovení propriocepce* můžeme zařadit cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci, proprioceptivní neuromuskulární

facilitaci či senzomotorickou stimulaci. Pro zlepšení funkční stability kolenního kloubu je důležitý koordinační trénink. Motorické programy tak reagují na novou senzorickou situaci. (47)

Senzomotorický, resp. propioceptivní trénink představuje také fyziologickou analgetizaci alespoň tlumící nociceptivní informaci. (61)

Je třeba udělat maximum pro to, aby se kolenní kloub opět řádně zařadil do tělového a pohybového schématu. (47) Velmi efektivní mohou být imaginační postupy (prociťování částí těla, imaginace pohybu, prožívání pohybu, nácvik řízené relaxace). Ke zlepšení vnímání segmentu a senzorické aference z něj mohou přispět i vhodně navržené ortézy, bandáže a taping. (61)

Výsledky kadaverózních výzkumů, biomechanických analýz a studií translokace tibie poukazují na to, že cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci oproti cvičení v otevřeném kinematickém řetězci snižují napětí předního zkříženého vazy a sílu posouvající tibií anteriorně. Navíc zapojují svaly ve funkčních pohybových vzorech, což zlepšuje propiocepci a nervosvalovou koordinaci a snižuje riziko úrazu. (7) Celkově jsou tato cvičení vůči ligamentóznímu aparátu kolene šetrnější.

Kinezioterapie by neměla skončit uspokojením dobré funkce kolene v poměrně stabilních situacích. Každá mimořádná zátěž v běžném životě či sportu by mohla znamenat trauma. Proto je nutná progresivní tréninku ke cvičení v otevřeném kinematickém řetězci a možným „traumatizujícím“ situacím. Přitom se musí respektovat zásada zvládnutí předchozího stupně cvičení a kondice pacienta. (42, 61)

Fyzioterapeutické zásady v případě konzervativní léčby poranění předního zkříženého vazy jsem již stručně uvedla (kapitola 4.12.1). V souvislosti s chirurgickou léčbou se fyzioterapie ideálně uplatňuje nejen v časně pooperační fázi, ale také v pozdějších fázích a samozřejmě ve fázi předoperační.

4.12.3.3 Předoperační fáze

Důležitý je nácvik správného stereotypu chůze o berlích s odlehčováním postižené dolní končetiny. Nejen u pacientů s chronickou instabilitou je cílem posílení stehenního svalstva, ovlivnění zkrácených svalových skupin (ischiokrurální svaly, m. rectus

femoris, m. iliopsoas, m. tensor fasciae latae) a obnovení rozsahu pohybu v kloubu. Vhodný je i nácvik izometrických kontrakcí extenzorů a flexorů. Pacient provádí submaximální kontrakce o délce asi 6s, poté 2s relaxuje a celkově 10krát zopakuje. Začíná se v základní poloze s extendovaným kolenem, poté je vhodné nacvičit izometrii i ve 20°, 40° a 60° flexi. (69) S výhodou lze využít tréninku na bicyklovém ergometru event. jízdy na kole a plavání. „Kraulové nohy“ jsou výhodnější než „prsařské“, které přetěžují mediální stranu kolenních kloubů.

4.12.3.4 Pooperační období

Po artroskopickém vyšetření se nedoporučuje okamžitá zátěž, první týden je vhodná chůze pouze v domácím léčení. Je třeba posílit m. quadriceps femoris. (14)

Při utváření léčebně rehabilitačního programu po rekonstrukci předního zkříženého vazů nutně musíme respektovat proces přestavby štěpu (podrobně v kapitole 4.13.4), jeho přechodnou nekrózu a následnou revitalizaci, která trvá asi rok. (14)

V časném pooperačním období očekáváme hypotrofii svalstva operované dolní končetiny, která je reakcí na bolest, kloubní výpotek a na imobilizaci. Proto je třeba bolest tlumit analgetiky. Kryoterapie výrazně sníží pooperační zánětlivý edém i bolestivost. Již první pooperační den by měl pacient provádět izometrická cvičení zejména m. quadriceps femoris, včetně jeho části m. articularis genu, aby nedošlo ke sražení recessus suprapatellaris. Napnutý m. quadriceps femoris stlačuje recessus a působí jako pumpa, která vytlačuje výpotek a přispívá tím i k urychlení jeho vstřebání. (64)

Při pooperační terapii je vhodné dodržovat několik zásad. V první řadě se musíme snažit o získání a udržení dobré funkce dynamických stabilizátorů kolenního kloubu. Také se nesmí opomenout ostatní svalové skupiny podílející se na optimální funkci celé končetiny. Obnovení rozsahu pohybu v kolenním kloubu je sekundární a musí korelovat s jeho stabilitou. Je nutné se vyhnout razantním pasivním cvičením, která mohou porušit operované kloubní struktury. Důležité je respektovat roli kloubní chrupavky, cvičení regulovat podle stavu kloubního povrchu a přítomnosti výpotku a synoviality. Vždy je třeba zkrátit dobu imobilizace na co nejkratší. Pohyb urychlí hojení a zlepší stav kloubu. Hojení štěpu po operaci je natolik zdlouhavé, že se v počátcích zatěžování kolenního

kloubu musíme spolehnout na dynamickou stabilizaci a ne na pevnost rekonstruovaného vaz. (64)

Pokud chceme hned po úrazu či po operaci začít s fyzioterapií, která má za úkol posílení, musíme volit série o malém počtu cviků proti submaximálnímu odporu. Cílem je rychlé obnovení síly, aby se mohla dynamická stabilita kolenního kloubu zlepšit. Později je vhodné trénovat vytrvalost. Proto volíme dlouhé série cviků proti malému odporu. (90)

Po rekonstrukční operaci je nejméně žádoucí posun tibie dopředu. V tomto ohledu je nejrizikovější cvičení proti velkému odporu (zátěž na periférii končetiny) v malém stupni flexe nebo extenze (od 45° do 0°), protože se neuplatní tah ischiokrurálních svalů a aktivita quadricepsu výrazně napíná rekonstruovaný vaz. Platí, že pokud přesuneme závaží (odpor) působící proti extenzi co nejvýše, zmenšíme patologický tah za tibií. Odporové cviky se zátěží v oblasti kotníku jsou nevhodné pro zmíněný efekt, ale i pro patelofemorální zatížení, které přitom vzniká.

Důležitými faktory při posilování flexorů a extenzorů kolenního kloubu jsou správné dávkování, plynulost cvičení a přesné dodržení poloh. Hlubší dřepy nejsou vhodné, ale tzv. „minidřepy“ do 40° flexe v kolenních kloubech s rozkročením na šířku ramen a se zevní rotací dolních končetin pro aktivaci m. vastus medialis jsou šetrné a efektivní. Další redukce střížných sil při tomto cvičení lze dosáhnout přesunem těžiště vzad, například částečnou oporou zad o zeď. (61) Stejně tak důležité je posilování a správná koordinace svalů stabilizující kyčelní a hlezenní kloub.

Izokinetická cvičení také slouží ke zvýšení svalové síly, méně již trénují svalovou koordinaci. Nespornou výhodou je možnost feedback tréninku. Po rekonstrukční operaci předního zkříženého vaz. se s tímto typem cvičení začíná nejdříve od 10.-12. týdne. (61, 76)

V rámci fyzikální terapie lze v průběhu léčby využít například:

- kryoterapii proti otokům, výpotkům a bolesti,
- hydroterapii (podvodní masáž, vířivá lázeň) pro trofotropní a myorelaxační účinek, zlepšení místního metabolismu a aktivaci kožních receptorů, předpokladem jsou zahojené pooperační rány,

- fototerapii (laser) aplikovanou na jizvy pro biostimulační a analgetický efekt k urychlení hojivých procesů,
- elektroterapii (nízko a středofrekvenční, elektrogymnastika, nízkofrekvenční magnetoterapie - pro podporu hojení, lepší kostní metabolismus a analgetický efekt)(11)

4.12.3.5 Rozdělení a postup fyzioterapeutické léčby po rekonstrukci PZV

Níže uvedené rozdělení fyzioterapeutické léčby do jednotlivých fází odpovídá rozdělení využívaného v Ústřední vojenské nemocnici. V rámci své spolupráce s pacienty jsem ho také dodržovala. Rozdělení je obecné a předpokládá optimální operační i pooperační průběh. Je samozřejmé, že při terapii bereme v úvahu individualitu pacienta, jeho práh bolesti, schopnosti, motivaci apod..

I. Pooperační fáze (0.-2. týden)

Klinický stav:

přítomná bolest, otok, hematom, Redonovy drény obvykle na 24-48 hodin,

první pooperační den fixační ortéza pro zmírnění bolesti

délka hospitalizace obvykle 4-7 dnů

Terapie:

- kryoterapie, prevence tromboembolické nemoci
 - velmi vhodná je lymfatická drenáž operované dolní končetiny
 - mobilizace pately zejména kraniálně a kaudálně, mobilizace akra operované končetiny
 - posilování m. quadriceps femoris pomocí izomerických cvičení, později elevace DK
 - posilování ischiokrurálních svalů (izometrie, flexe kolena vleže na břiše a ve stoji)
- Pozn.: vhodná je exteroceptivní stimulace stehenního svalstva (kartáčování, masáž), při nedostatečné svalové kontrakci elektrogymnastika (4)
- posilování gluteálních svalů
 - pasivní extenze kolenního kloubu, „vyvěšování“ do extenze vleže na břiše, nutno vyvarovat se hyperextenzi
 - pasivní, aktivní asistovaná a aktivní flexe kolenního kloubu (motorová dlaha od 3.-4. dne, zpočátku od 0° do 40-60° flexe, do 14. dne 0-90° flexe)
 - chůze 1. - 3. pooperační den pouze na nejnútnejší vzdálenosti, aby nedocházelo ke zbytečnému krvácení a otokům, zátěž při chůzi na 50 až 75% s dopomocí 2 FH

Cíle:

- plný rozsah pohybu do extenze již 1. pooperační den, pokud nelze, je pravděpodobné, že je štěp přetonizovaný; má-li pacient po delší době začít zatěžovat poraněnou či operovanou dolní končetinu, je velmi důležité, aby byla obnovena plná extenze v kolenním kloubu (14)
- 90° flexe
- dobrá funkce m. quadriceps femoris
- správný stereotyp chůze s dopomocí francouzských holí
- stehy se obvykle vyndají po 10-12 dnech, poté péče o jizvy vč. tlakové masáže

II. Fáze rekonvalescence (2.-12. týden)

2.- 4. týden:

Terapie:

- posilování m. quadriceps femoris, ischiokrurálních svalů a mm. glutei i se zátěží
- extenze kolenního kloubu z 90° do 60° proti submaximálnímu manuálnímu odporu
- mírné výpady operovanou DK stranou pokud je možný „čtvrtinový“ dřep
- při dobrém rozsahu pohybu jízda na bicyklovém ergometru s minimální zátěží pro zvětšování rozsahu pohybů v kolenním kloubu;

Pozn.: při šlapání by měl pacient vyvíjet hlavní sílu při tlaku na pedál dolů a dozadu, aby posiloval hamstringy a současně odlehčoval místo operační rekonstrukce

nejdříve **od 4. týdne:** ▪ leg pressy s lehkou zátěží a velkým počtem opakování, zády se opřít o stěnu a výdrž v semiflexi 45°

- lehká cvičení na labilních plochách (Thera-Band či Airex podložky, úseče, trampolína - bez skoků, slide board, Posturomed)
- plná zátěž při chůzi o berlích

Cíle:

- rozsah pohybu 0 - 120°
- plná zátěž při chůzi o berlích
- po 4. týdnu odložení berlí v rovnom terénu pokud je správný stereotyp chůze a dobrá funkční stabilita kloubu

4.- 6. týden:

Terapie:

- zvětšování rozsahu pohybu do flexe, nyní možné i do hyperextenze

- izotonické posilování m. quadriceps femoris z 90° do 40° flexe
- posilování ischiokrurálních svalů pomocí přístroje s izokinetickou a izotonickou zátěží
- cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci („minidřepy“, jízda na BE, stepper)
- stepping - výstupy na nízkou stoličku
- progresivní lokomoční trénink s využitím různých modalit (podlaha, pěnová podložka, molitan, terén apod.), důraz na udržení lokomoční aktivity pacienta
- chůze na běhátku vpřed a vzad s důrazem na normální stereotyp chůze
- chůze a cvičení ve vodě

Cíle:

- 6. týden plný rozsah pohybů operovaného kolenního kloubu
- správný stereotyp chůze bez pomůcek v rovném terénu

8.- 12. týden:

Klinický stav:

okolo 8. týdne primární zahojení štěpu ⇒ nutná plná extenze (jinak operační řešení)

Terapie:

- izotonické posilování m. quadriceps femoris ze 120° do 40° flexe různou rychlostí
- lehký, pomalý výklus dopředu a dozadu
- výpady operovanou DK

Cíle:

- chůze bez berlí i v nerovném terénu

III. Fáze obnovy funkce kolenního kloubu (12.- 16. týden)

Klinický stav:

Do 12. týdne by mělo dojít k zahojení štěpu do vyvrtného kanálu, poté by měl štěp snést i důraznější rehabilitační léčbu.

Terapie:

- izotonické cvičení na strojích s postupným přidáváním zátěže tak, aby nedocházelo ke střížným silám
- kondiční přístroje s mírnou zátěží a velkou repeticí (bicyklový ergometr)
- 16. týden izokinetické cvičení pro posílení m. quadriceps femoris v plné extenzi
- lehký běh
- poskoky na obou dolních končetinách na místě a do stran

IV. Fáze obnovy síly (16.- 18. týden)

Terapie:

- plyometrický program

Pozn.: po excentrické dekontrakci následuje rychlá koncentrická aktivace, příkladem je seskok a následný výskok na bedýnku, cvičení na trampolíně, různé druhy skoků; důraz se klade na kvalitu a rychlost, ne na kvantitu. (61, 79)

- přeskoky přes švihadlo (snožmo, střídavě, na operované DK)
- jogging - pokud síla m. quadriceps femoris dosahuje alespoň 65% (poklus, běh po rovném terénu)

Cíle:

- dobrá stabilita operovaného kolenního kloubu bez otoku

V. Fáze - sportovně specifický program (5.-12. měsíc)

5.- 6. měsíc:

Nyní pro doplnění uvedu možnosti otestování kolenního kloubu, které není součástí rozdělení léčebné rehabilitace dle Ústřední vojenské nemocnice, ale je vhodné provést v tomto období.

Testování zdatnosti kolenního kloubu

- přeskoky přes švihadlo na operované DK nejméně 2 min
- „hop test“ - pacient skáče z místa na 1 dolní končetině 3 skoky, srovnáme vzdálenost dosaženou zdravou a operovanou dolní končetinou
- výstupy na stupínek na čas
- běh dopředu, dozadu (zrychlování běhu pozadu nejvíce závisí na správné koordinaci pohybů)
- testování síly m. quadriceps femoris
- objektivní měřicí metody (EMG, 3D kinematická analýza pohybu, posturografie, tenzometrická kinetika, funkční zobrazování)

Cíle:

- sportovně specifické nácviky s důrazem na techniku
- běhy do schodů, ze schodů

po 6. měsíci:

Podle rozsahu poranění, průběhu fyzioterapeutické léčby, obnovy svalové síly a koordinace a druhu sportu lze počítat s postupným návratem ke sportovní činnosti mezi

6.-12. měsícem po rekonstrukční operaci. Důležitým předpokladem dobrého dlouhodobého výsledku je dokonalá rehabilitace svalstva. I tak je riziko dalšího poranění ve srovnání se zdravým kolenním kloubem mnohonásobně vyšší. (54)

Návrat ke sportu je možný, pokud:

- je pasivní rozsah pohybu do flexe více než 130°,
- síla ischiokrurálních svalů dosahuje 90% původní síly,
- síla m. quadriceps femoris dosahuje 85% původní síly,
- je dostatečný nácvik sportovní techniky,
- předcházel 2 až 3 týdenní vytrvalostní trénink.

Zejména v případě kontaktních sportů, horolezectví, vzpírání, parašutismu apod. je nutné návrat ke sportu neuspěchat.

Pro příklad inline bruslení osobně pokládám za vhodnou aerobní pohybovou aktivitu minimalizující otřesy (oproti běhu). Dochází při něm ke komplexnímu posilování svalů dolních končetin a trupu, což platí také pro často problematický m. vastus medialis. Inline bruslení lze také použít jako trénink koordinace svalů dolních končetin. Hlavním svalem generujícím sílu je m. quadriceps femoris (zejména m. vastus medialis a rectus femoris) a m. gluteus maximus. Předpokladem je zvládnutí správné techniky již před úrazem. (13, 16)

1 rok:

Dle literatury je 65-88% sportovců po ruptuře předního zkříženého vazů schopných návratu k extrémní zátěži do jednoho roku po rekonstrukční operaci. (67)

4.13 Patofyziologie hojení poraněných kolenních vazů

Vazivové struktury kloubu jsou iniciátory reflexního děje ovlivňujícího patofyziologii kloubu. V průběhu hojení vaziva, které představuje typ fibroproduktivního zánětu, dochází k řadě zákonitých reakcí. Znalost pochodů hojení přináší objektivní podklady pro klinickou potřebu. (14)

4.13.1 Průběh fibroplastického zánětu

V průběhu fibroplastického zánětu probíhajícího při hojení lze diferencovat čtyři fáze: a) fáze mobilizace buněk, b) fáze tvorby glykosaminoglykanů, c) fáze tvorby kolagenních bílkovin, d) fáze konečné úpravy.

Fáze mobilizace buněk: Velmi rychle po ruptuře vazy dojde v okolí k aktivaci buněk. Nejdříve se hromadí polynukleární leukocyty, později lymfocyty, retikulocyty, žírné buňky a asi do 40 hodin se nakupí i fibroblasty. Maximálního nahromadění buněk je dosaženo druhého až čtvrtého dne vývoje zánětu. Buněčnou infiltraci tvoří různé typy buněk, z nichž každý druh má jinou latentní dobu, tj. dobu potřebnou k tomu, aby buňky byly aktivizovány a funkčně vyzrály. Růstové potence pojivových buněk jsou obecně větší než buněk epitelových a tím mají i kratší latentní dobu. Vlastním podnětem k aktivaci buněk jsou látky typu Menkinova leukotaxinu nebo různé leukokininy, které se uvolňují v místě poškozené tkáně. Poté difundují do okolí a „přitahují“ volné buňky z tkání, event. z kapilár. Jde o biologicky vysoce aktivní látky, které jsou vlastně endogenními iniciátory zánětu. Vedle leukotaxinu a leukokininu sem patří histamin, serotonin a některé další látky. Polynukleáry a makrofágy, typické pro včasný zánět, jsou zatlačovány histiocyty a retikulocyty, jejichž vývoj souvisí s tvorbou kolagenních vláken.

Fáze tvorby glykosaminoglykanů: Nastupuje při hojení rány druhý až čtvrtý den, dosahuje maxima kolem pátého dne a pak opět obsah glykosaminoglykanů v granulační tkáni klesá k původním hodnotám. Jejich tvorba je vázána na přítomnost histiocyty a fibroblastů a vždy předchází hromadění kolagenních struktur. V zánětlivém ložisku nahromaděné glykosaminoglykany vytváří ochranný val, kterým se organismus brání dalšímu působení patologického činitele. Zmnožení glykosaminoglykanů základní hmoty je mnohem rychlejší a intenzivnější než tvorba kolagenních bílkovin, ke které dochází o něco později.

Fáze tvorby kolagenu: Fáze hromadění kolagenních bílkovin je vlastní charakteristickou etapou fibroproduktivního zánětu. Kolagenní struktury jsou syntetizovány na ribosomech a ve značně nehotovém stavu. Následně probíhá nitrobuněčně v posttranslační fázi řada modifikací. Dochází k hydroxylaci prolinu a lyzinu (aminokyseliny nezbytné pro tvorbu kolagenu) za účasti specifických

hydroxyláz, které ke své činnosti potřebují kyselinu askorbovou. Jinými slovy deficit vitamínu C může být příčinou nedostatku kolagenu v mezibuněčných prostorech a tím i nedostatečné pevnosti příslušné pojivové tkáně. Další posttranslační modifikací je glykosylace hydroxylyzinových zbytků. Tak je vytvořen tropokolagen, jehož trojnásobná šroubovice může přestoupit do mezibuněčného prostoru. Tam jsou specifickými peptidázami odštěpeny terminální prokolagenní peptidy. Vzniklý kolagen může agregovat do kolagenních vláček, která dále zvětšují svůj průměr a orientují se převážně vlivem tahu a tlaku. Pevnost se zvyšuje tvorbou mezimolekulárních příčných vazeb za účasti lyzyloxidázy, jejímž kofaktorem je měď.

Porucha v kterékoliv uvedené fázi se zobrazuje v kvalitě nově tvořených kolagenních struktur a tím i v kvalitě hojení rány.

Kolagen má klíčové postavení v hojení rány od samého začátku. První fáze hojícího procesu zahrnuje adhezi trombocytů na kolagenní struktury poškozených cévních stěn. Do oblasti rány nejdříve vstupují leukocyty, jejichž granule obsahují kolagenázu. Ta se účastní odstraňování původních tkáňových nekrotických zón a tím urychluje hojivý proces. Také uvolňuje tkáňové buňky, které hrají roli při remodelaci pojiva.

Rozeznává se 10 typů kolagenu, které se od sebe liší primární strukturou. Při novotvoření tkáně je nejdříve syntetizován kolagen typu V (pericelulární), pak se začíná tvořit kolagen typu IV (bazálních membrán), následuje syntéza kolagenu typu III, které tvoří jemné fibrily, a nakonec kolagen typu I, který tvoří poměrně silná vlákna. S postupující zralostí nově tvořené tkáně se procentuální zastoupení kolagenu typu I zvyšuje, až tvoří kolem 75-80% všech kolagenních struktur.

Tato třetí fáze fibroplastického zánětu probíhá hlavně během druhého a třetího týdne hojení. Biochemicky lze zjistit zvýšený obsah kolagenu již třetí den, histologicky je prokazatelný od pátého dne. S přibýváním kolagenu ubývá glykosaminoglykanů.

Fáze konečné úpravy jizvy: Během této fáze dochází k orientaci kolagenních struktur vytvořených v předešlé fázi bez respektování architektonicko-morfologických zvláštností postižené tkáně. Orientace probíhá ve směru působení tlaku či tahu a nadbytečný kolagen se resorbuje. Také dochází ke kontrakci, event. k vytažení vytvořené jizvy, je-li předčasně přetěžována. Proces diferenciací novotvořeného vaziva záleží na opětovném snížení množství fibroblastů a na postupném ubývání počtu kapilár.

V poslední fázi zánětu dochází ke konečné úpravě a vytváří se jizva. Kolagenní vlákna jsou orientována. Velikost jizvy závisí na druhu tkáně, ve které došlo k poškození.

Poraněné vazy a kloubní pouzdro se hojí minimálně 6 týdnů, ale fáze konečné úpravy jizvy může trvat řadu měsíců.

Na procesu hojení vazy se podílí dvě tkáně: obaly vazy a vaz samotný. Významně záleží na cévním zásobení postižené tkáně. Vazivo je ve srovnání s jinými tkáněmi velmi málo prokrvené. Cévy jsou zásobeny obaly vazy, ale samotný vaz je zásoben minimálně. Proto je i rozdílná časová odezva těchto tkání při hojení. V první fázi hojení, tzn. v prvním a druhém týdnu, se na tvorbě granulační tkáně podílí zejména obaly vazy, kdy dochází k jejich překrvení a zduření. Vlastní vaz jeví zvýšenou buněčnost až po dvou týdnech. (14, 31)

4.13.2 Endogenní a exogenní faktory

Průběh zánětu je ovlivňován řadou endogenních a exogenních faktorů.

Mezi **endogenní faktory** patří neurohumorální vlivy, tkáňová specificita, stupeň prokrvení tkáně, vliv pohlaví a stáří. Vazy, stejně jako šlachy, jsou chudé na cévní zásobení a proto se hojí pomalu. Průběh vazivových změn také závisí na funkci určité tkáně. Tah či tlak vedou k orientaci vytvářejících se kolagenních vláken. U mladších zvířat probíhá hojení experimentálně vyvolaných ran rychleji. Samci zase vytvoří větší množství vaziva než samice. Z chirurgického hlediska jsou velmi významné přidružené faktory, jako např. způsob sutury, infekce, mobilizace rány, které dílčím způsobem rovněž ovlivňují hojení. Při infekci dochází k poklesu pH, což působí destruktivně na vazebné síly v kolagenu.

Z **exogenních faktorů** je to zejména karence vitamínu C, která má záporný vliv na tvorbu kolagenních struktur. Dále na tvorbu kolagenu a proteoglykanů výrazně negativně působí kortikosteroidy a nesteroidní antirevmatika. Proto jsou tyto preparáty kontraindikovány do doby zhojení a vytvoření pevné jizvy. (14)

U sportovců zneužívajících anabolické steroidy byly dokonce detekovány případy spontánní ruptury předního zkříženého vazy při sportovní aktivitě. (29)

4.13.3 Hojení kompletně přerušného vazů

Čech provedl v letech 1961-1965 experimentální práci na králících, při které sledoval hojení částečně a kompletně porušného vnitřního postranního vazů.

Makroskopicky se při hojení kompletně přerušného vazů *po jednom týdnu* našel defekt mezi konci vazů v šířce 4 mm následkem jejich retrakce. Konce vazů již nebylo možné k sobě přiblížit, byly zduřelé a mezi nimi byla velmi řídká cévnatá granulační tkáň. *Ve druhém a třetím týdnu* došlo k postupnému vytváření vazivové tkáně, která měla na průřezu tvar přesýpacích hodin. *V dalších týdnech* hojení byl defekt mezi oddálenými konci vazů vyplněn vazivovou jizvou, která neměla perleťový lesk původního vazů a částečně souvisela srůsty s okolními tkáněmi.

Na histologických preparátech byl za jeden týden defekt vzniklý retrakcí konců vazů vyplněn velmi řídkou prosáklou granulační tkání související s buněčnými obaly vazů. Granulační tkáň byla tvořena převážně fibroblasty. Ojediněle již byla přítomna nepravidelně rozmístěná kolagenní vlákna. Tato granulační tkáň se volně přikládala k pahýlům přerušného vazů, jehož okraje byly rozštěpené a prosáklé. Buněčnost původního vazů nebyla příliš zvětšena. za dva týdny byla buněčná granulační tkáň prostoupena nevelkým množstvím jemných kolagenních vláken. Konce přerušného vazů byly oproti přilehlé granulační tkáni ostře ohraničené a jejich tkáň jevila zvýšenou buněčnost. za tři týdny přibyla v granulační tkáni nepravidelně uspořádaná kolagenní vlákna. Buněčnost pahýlů přerušného vazů se opět zvětšila a původní vlákna byla od sebe oddálena buněčným infiltrátem. za pět týdnů byla granulační tkáň nahrazena neuspořádaným vláknitým kolagenním vazivem, které bylo za šest týdnů hustší, hrubě vláknité a spojovalo oba konce přerušného vazů. V nově vytvořené vazivové tkáni přiléhající k původním pahýlům přerušného vazů se kolagenní vlákna začínala řadit ve směru vláken původního vazů. Tato vlákna z části navazovala na konce vazů. Ve střední části defektu však přetrvávalo neuspořádané vazivo. I když v dalších obdobích za osm, dvanáct a dvacet týdnů došlo k částečnému uspořádání nově tvořené jizvy, v místě přerušnění byla našel některá vlákna neuspořádaná. Nově vytvořená vazivová tkáň nebyla dokonale seřazena ve směru osy vazů. Nedokonalá vazivová jizva je nedostačující pro velké funkční nároky, může dojít k jejímu vytažení a k nestabilitě kolenního kloubu.

Při pokusném srovnání hojení kompletně přerušeno vazu chirurgicky neošetřeno a vazu šitého stehem byl podstatný rozdíl. U nešitého vazu nebylo ani po dvaceti týdnech dosaženo úplné organizace vazivové jizvy a orientační zkoušky ukázaly podstatné snížení pevnosti vazu o 20-30%. Po chirurgickém sešití vazu bylo novotvořené vazivo z převážné části uspořádané a seřazené v ose vazu již po šesti týdnech a došlo ke zvýšení pevnosti. Nejvhodnější doba pro operační výkon je období bezprostředně po úrazu, protože již po třech dnech dochází k retrakci konců vazu a probíhají hojivé procesy. (14)

4.13.4 Hojení po ruptuře předního zkříženého vazu řešené rekonstrukcí

Při totální ruptuře předního zkříženého vazu v jeho průběhu oba přetržené konce volně vlají v kloubní dutině. Již za několik dnů není předpoklad pro zhojení i při pokusu o suturu. Konce vazu se retrahují, cévní zásobení se zhoršuje a pahýly vazu povadnou. Pokud se však vaz utrhne při svém femorálním úponu, může dojít k jeho přihojení k zadnímu kloubnímu pouzdru. (14)

Pro hojení je nejpříznivější situace, když je úpon předního zkříženého vazu vytržen s kostním fragmentem, protože většinou není příliš porušena vlastní stavba a kontinuita vazu. Dochází k tomu při odtržení interkondylické eminence, tedy tibiálního úponu vazu. Úpon s kostním úlomkem lze dobře fixovat šroubem.

Nejslabším článkem v časně pooperační fázi po intraartikulární rekonstrukci předního zkříženého vazu je pevnost fixace štěpu. **Pevné vhojení štěpu** s kostními bločky v kostním tunelu trvá minimálně čtyři až šest týdnů, pevné vhojení čistě šlachového štěpu trvá osm až dvanáct týdnů. (21) Všechny použité štěpy navíc během pooperačního období prodělávají proces přestavby ve smyslu přechodné nekrózy a následné revitalizace, která trvá přibližně rok. Nejkritičtější je období nekrotické fáze, kdy dojde k jejich oslabení až o 50% (od šesti týdnů po tři měsíce od operace). V této době současně dochází k vrůstání štěpu do kosti. Vzhledem k těmto procesům jde o nejzranitelnější období rekonstruovaného vazu. (72)

Revaskularizace štěpu z ligamentum patellae nahrazující přední zkřížený vaz prochází několika stádii. *Dva týdny* po operaci je štěp zcela avaskulární, dochází však ke zmnožení cév v Hoffově tělese. *Po čtyřech týdnech* se začíná transplantát pokrývat

bohatě vaskularizovanou synoviální membránou. K revaskularizaci distální části štěpu přispívají zejména cévy z Hoffova tělesa a tibiálního pahýlu, k revaskularizaci proximální části štěpu pak cévy synovialis z oblasti fossa intercondylaris. Cévy postupují z obou konců štěpu směrem k jeho střední části. Po šesti týdnech je celý štěp pokryt synoviální membránou bohatě protkanou cévami. Histologicky je patrná avaskulární nekróza tkáně štěpu, jeho centrální oblast obsahuje mrtvé buňky, sníženou buněčnost a fragmentaci kolagenních vláken. Mezi osmým a desátým týdnem začínají vrůstat cévy do tkáně vlastního štěpu a prorůstají od obou konců centrálně. V mikroskopickém obrazu začíná štěp prorůstat kapilárními kličkami a dochází k proliferaci mezenchymálních buněk. Po šestnácti týdnech dochází téměř k úplné revaskularizaci štěpu, pouze nepatrná oblast centrální části zůstává ještě avaskulární. Zmenšuje se počet cév v Hoffově tělese i v synovialis ležící ve fossa intercondylaris. Makroskopicky je štěp hypertrofický, třikrát větší než původní. V mikroskopickém obraze se objevují uspořádaná kolagenní vlákna. Po dvaceti týdnech je počet cév v Hoffově tělese i synovialis opět normální, transplantát je úplně revaskularizován. Spongiózní kost pately, která byla součástí štěpu, je zcela resorbována. Mikroskopicky se štěp svou skladbou blíží tkáni předního zkříženého vazů. K oběma kostem je štěp fixován pevnou vazivovou tkání.

Nekróza zmenšuje nejen hmotu, ale i pevnost štěpu. Naopak s postupující revaskularizací začíná i remodelace štěpu. Ta se projeví zvětšením hmoty štěpu a zvýšením jeho pevnosti. Vhodně volená funkční zátěž zmenší rozsah nekrózy a vede i k rychlejší přestavbě štěpu. S úplnou funkční přestavbou štěpu lze počítat až za 9-12 měsíců po operaci. Teprve poté štěp dosáhne definitivní pevnosti, která ovšem nikdy nedosáhne pevnosti původního vazů.

Pro klinickou praxi lze z uvedených faktů vyvodit některé důležité závěry. Vhodnou operační technikou je nutno maximálně šetřit synoviální tkáň v oblasti obou úponů vazů, tedy míst zavedení transplantátu. Je totiž zdrojem cév pro budoucí revaskularizaci štěpu. Na začátku revaskularizace štěpu musí být jeho mechanické namáhání minimální. S postupující revaskularizací je naopak vhodná správně a postupně dávkovaná funkční zátěž. Plná zátěž ve smyslu neomezeného sportovního výkonu je možná až za 9-12 měsíců po operaci. (14)

5. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

5.1 Metodika výzkumu

5.1.1 Popis výběru výzkumného souboru pacientů

Zdroj a pomoc při výběru výzkumného souboru pacientů jsem získala díky spolupráci s Ortopedickým oddělením Ústřední vojenské nemocnice v Praze. Hlavním kritériem výběru byla diagnostikovaná ruptura předního zkříženého vazů v kolenním kloubu a také indikace pacienta k artroskopické intraartikulární rekonstrukci tohoto vazů.

Výběr výzkumného souboru pacientů nebyl omezen pohlavím, věkem, sportovní aktivitou, přidruženým poškozením menisku ani druhem plánované intraartikulární rekonstrukce předního zkříženého vazů. Motivační faktory pacientů k uzdravení a k návratu k původním pohybovým aktivitám nebyly při výběru nijak zjišťovány.

Výběr byl v daném období (únor - duben 2007) významně omezen počtem diagnostikovaných pacientů na zmíněném pracovišti indikovaných k operační léčbě s bydlištěm v Praze. Do výzkumu záměrně nebyli zařazeni pacienti po operaci druhého kolenního kloubu.

Volila jsem nižší počet probandů, abych se jim mohla plně a individuálně věnovat během celého období rekonvalescence.

5.1.2 Identifikace výzkumného souboru pacientů a jejich operačního zákroku

Výzkumný soubor tvořili 4 muži (pacienty označím čísly a jejich iniciály: 1 (VM), 2 (ZP), 3 (MM) a 4 (MK)) s diagnostikovanou rupturou předního zkříženého vazů, kteří byli indikováni k artroskopické rekonstrukci tohoto vazů. U tří pacientů byla kromě ruptury LCA klinickým vyšetřením diagnostikována i léze menisku, ve dvou případech meniskus medialis (pacienti č. 2 a 3), v jednom případě meniskus lateralis (pacient č. 4). U pacienta č. 3 byla rentgenologicky zjištěna dysplazie patel II. stupně dle Wibergovy škály. Během operace pacienta č. 4 byla odhalena chondropatie pravé pately II.-III. stupně, zejména mediální fasety a okrajová artróza femorálních kondylů. Ostatní sledovaní měli poraněný levý kolenní kloub (pacienti č. 1, 2 a 3). Průměrný interval od úrazu k operaci byl 30,25 měsíců (10,5 - 46 měsíců). Průměrný věk pacientů v době

operace byl 27,5 let (23 - 32). Tři pacienti (1, 2 a 4) podstoupili intraartikulární rekonstrukci předního zkříženého vazů s využitím autogenního BTB štěpu s fixací interferenčními šrouby a u dvou z těchto pacientů byla provedena také parciální menisektomie (mediální u pacienta č. 2 a laterální u pacienta č. 4). Pacient č. 3 podstoupil plastiku LCA pomocí autogenního štěpu z m. semitendinosus s fixací Rigid fix a také parciální menisektomii mediálního menisku. Všechny operace proběhly bez komplikací, pouze při operaci pacienta č. 4 došlo k narušení drobných větví kožních senzitivních nervů 1 cm pod a 3 cm nad patelou. Po operaci ještě na operačním sále byla u všech pacientů pasivní stabilita operovaného kloubu hodnocena vždy jako výborná, rozsah pohybu v kolenním kloubu omezen nebyl. Tři operace byly provedeny stejným operátorem (pacienta č. 2 operoval jiný lékař). Pooperační průběh byl u všech pacientů standardní.

5.1.3 Organizace výzkumu

Výběr vhodných probandů diagnostikovaných na Ortopedickém oddělení Ústřední vojenské nemocnice v Praze proběhl v období od února do dubna roku 2007.

Před zahájením výzkumu byl každý pacient informován o všech potřebných skutečnostech vztahujících se k naší spolupráci a poté svým podpisem ztvrdil souhlas k vyšetření kolenních kloubů metodou bioreometrie a k nahlížení do osobní zdravotnické dokumentace osobami získávajícími způsobilost k výkonu zdravotnického povolání a členy výzkumného týmu v oblasti bioreometrie, viz. příloha 5.

V průběhu jednoho měsíce před operací jsem od pacientů odebrala anamnestické údaje, provedla vstupní kineziologické vyšetření, zjistila hodnotu Lysholmova skóre a uskutečnila první měření metodou bioreometrie. Všechna bioreometrická vyšetření se odehrávala v laboratoři Biomechaniky extrémních zátěží katedry Anatomie a Biomechaniky FTVS UK v Praze. Také jsem provedla předoperační instruktáž pacientů dle jejich indikací k určitému druhu operace a jednu fyzioterapeutickou jednotku.

Operace v Ústřední vojenské nemocnici probíhaly od 16.4. do 5.6.2007. Od prvního pooperačního dne do propuštění z nemocnice jsem s pacienty každý den v úzké spolupráci s tamními fyzioterapeutkami uskutečnila jednu terapeutickou jednotku. Poté do 6. týdne (včetně) po operaci terapie probíhaly 2x týdně (u všech pacientů bez

výjimky), do 10. týdne po operaci 1x týdně (pacient č. 1 neabsolvoval 2 terapie a pacient č. 3 neabsolvoval 1 ze 4 terapií) a do 24. týdne po operaci probíhaly 1x za 14 dnů (pacient č. 1 neabsolvoval 7 terapií, pacient č. 2 neabsolvoval 5 terapií a pacient č. 4 neabsolvoval 4 ze 14 terapií). Od 25. do 36. týdne po operaci terapie probíhala jen v případě zájmu samotných pacientů (pacient č. 3 absolvoval 2 terapie 30. a 33. týden po operaci a pacient č. 4 absolvoval 3 terapie v průběhu 27., 31. a 33. týdne po operaci). K terapiím jsem po propuštění pacientů z nemocnice využívala prostory katedry Fyzioterapie FTVS UK a prostory nejmenované soukromé fyzioterapeutické ambulance.

Druhé až páté měření metodou bioreometrie probíhalo těsně po uplynutí 3., 10., 24. a 36. týdne ($\pm 1-3$ dny) po operaci. V těchto intervalech jsem také prováděla kontrolní vyšetření. Po 24. a 36. týdnu po operaci jsem otestovala zdatnost operovaného kolenního kloubu a zjišťovala, zda a v jaké míře se pacienti navrátili k původním pohybovým a dalším aktivitám prováděným před operací. Po posledním pátém bioreometrickém měření po 36. týdnu po operaci jsem také provedla výstupní kineziologický rozbor a zjistila hodnotu Lysholmova skóre. Tímto oficiálně skončila má spolupráce s pacienty.

Průměrná doba sledování rekonvalescence pacientů po ruptuře předního zkříženého vazy později řešené rekonstrukční operací byla 9 měsíců.

Výsledky měření bioreometrií a všech ostatních vyšetření byly vyhodnocovány v únoru a březnu 2008.

5.1.4 Popis fyzioterapeutické intervence

V rámci zajištění komplexní fyzioterapeutické léčby od předoperačního období po dobu osmi měsíců po operaci jsem se řídila poznatky a postupy popsány v teoretické části práce v kapitole 4.12.3. V pooperačním období jsem postupovala podle rozdělení fyzioterapeutické léčby do jednotlivých fází využívaného v Ústřední vojenské nemocnici (kapitola 4.12.3.5). Výjimky a improvizace nastaly v případě nedostupnosti některého přístrojového vybavení (např. stepper, běhátko, bicyklový ergometr, bazén - pacientům bylo po odložení francouzských holí doporučeno v rámci autoterapie navštěvovat nejbližší fitness zařízení; pacient č. 3 jako jediný takovouto autoterapii

prováděl 1-2x týdně). Naopak dostupná byla hydroterapie ve formě vířivé lázně a fototerapie - laser aplikovaný na jizvy. Do vlastní terapie jsem neustále zařazovala již zdůrazňované postupy k znovuoživení propriocepce.

Délka jednotlivých terapeutických jednotek se odvíjela od mnoha faktorů (např. časových dispozic pacientů, doby od operace, druhu prováděného terapeutického postupu, nutného vyšetření apod.), ale mimo časné pooperační období obvykle trvala 60 minut. Pacienti po každé terapii byli instruováni o provádění autoterapie. Terapie se vždy opírala o výsledek aktuálních klinických vyšetření.

5.1.5 Metody sběru dat

▪ **Klinické vyšetření**

Všechny pacienty jsem před operací a v průběhu sledování v období po operaci opakovaně podrobila klinickému vyšetření, jehož zásady jsou podrobněji popsány v teoretické části práce v kapitole 4.11.

Anamnestický dotazník využívaný výzkumným týmem působícím v oblasti bioreometrie pacienti vyplnili při našem prvním setkání před operací, viz. příloha 1. Kromě základních informací z osobní anamnézy jsem se podrobněji zajímala o sportovní aktivity pacientů před úrazem, o mechanismus poranění kolenního kloubu, následnou léčbu, stabilitu poraněného kolena a o schopnost pokračovat ve sportovních aktivitách.

Vizuální analogová škála pro měření bolesti byla součástí anamnestického dotazníku. Vývoj charakteru, lokalizace a intenzity bolesti při chůzi po rovině jsem sledovala od předoperačního období do konce spolupráce s pacienty v již popsaných intervalech, tedy v průběhu měsíce před operací, po uplynutí 3., 10., 24. a 36. týdne po operaci.

Vstupní a výstupní kineziologický rozbor jsem provedla před operací a po posledním měření bioreometrií po uplynutí 36. týdne po operaci. Provedla jsem komplexní analýzu funkčního stavu pohybového aparátu všech probandů. Zaměřila jsem se však na vyšetření statické a dynamické stabilizace včetně daných stabilizátorů poraněného a později operovaného kolenního kloubu, na rozložení zatížení dolních

končetin při prostém stoji na dvou vahách, na stereotyp chůze a neurologické vyšetření zejména pro ohodnocení hlubokého cití dolních končetin. Přehled provedených vyšetření je uveden v příloze 3.

Kontrolní vyšetření jsem prováděla po měření bioreometrií po uplynutí 3., 10. a 24. týdne (\pm 1-3 dny) po operaci. Jejich zaměření bylo shodné se vstupním a výstupním kineziologickým rozbořem.

Testování zdatnosti operovaného kolenního kloubu pomocí funkčních zkoušek jsem uskutečnila po uplynutí 24. a 36. týdne (\pm 1-3 dny) po operaci, přehled testů viz. příloha 4.

Nutno poznamenat, že řadu provedených testů v rámci vyšetření vstupního a výstupního kineziologického rozboru, kontrolních vyšetření a testování zdatnosti kolenního kloubu jsem hodnotila aspekci a palpací, tedy dosti subjektivně.

K vyšetření rozsahu pohybu v kolenních kloubech, k antropometrickému vyšetření, ke změření doby výdrže a změření vzdálenosti jsem využila goniometru, krejčovského metru, stopek a pásové míry. Nejdůležitější je srovnání testů v rámci operované a neoperované dolní končetiny.

Žádný pacient nebyl nucen k provedení jakéhokoliv testu proti jeho vůli. Všichni byli instruováni, aby testy neprováděli přes bolest.

Návrat probandů k původním pohybovým a dalším aktivitám prováděným před operací jsem zjišťovala v průběhu spolupráce s pacienty prostým slovním dotazováním.

- **Lysholmovo skóre** jsem od pacientů získala před operací a po posledním měření bioreometrií po 36. týdnu po operaci, formulář viz. příloha 2. (59)

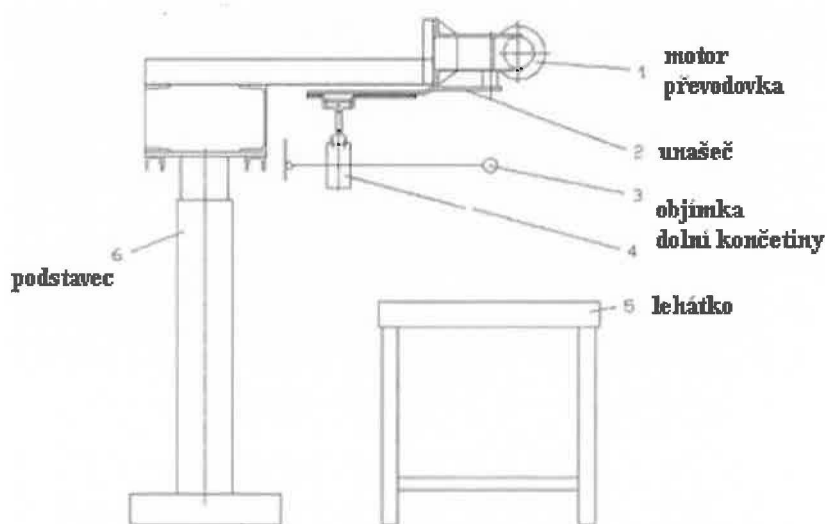
- **Měření metodou bioreometrie** je popsáno v následujících kapitolách.

5.1.6 Popis přístroje a technik měření metodou bioreometrie

Změny reologických vlastností kolenních kloubů v průběhu rekonvalescence pacientů jsem zjišťovala pomocí bioreometru (obr. 31 a 33). Tento přístroj byl vyvinutý v laboratoři BEZ (Biomechanika extrémních zátěží) na Katedře anatomie a

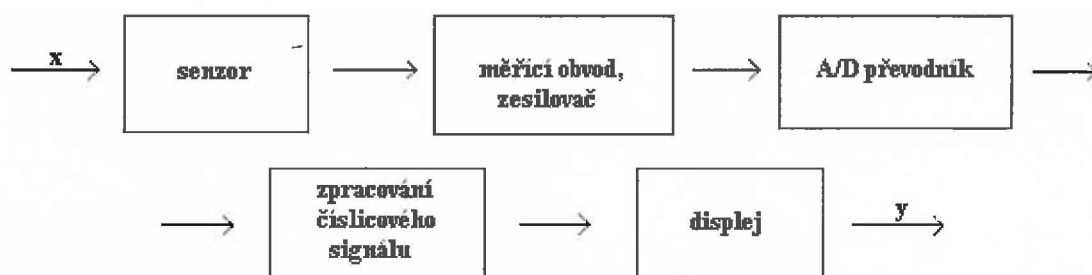
biomechaniky na FTVS UK v Praze. Byl sestavený k neinvazivnímu zjištění agregované reologické charakteristiky kolenních kloubů.

Bioreometr se skládá z podstavce, objímky pro dolní končetinu, záměrného světelného kříže, unášče, krokového elektromotoru, šnekové převodovky, tenzometrů, zesilovače, A/D převodníku, kontrolní stanice a nedílnou součástí je počítač, do kterého se přenáší naměřená data. (78)



Obr. 31 Schéma přístrojového vybavení. (78)

Bioreometr představuje měřicí řetězec jednotlivých prvků mezi snímačem a počítačem, v němž dochází k transformaci měřené (vstupní) veličiny na veličinu výstupní (obr. 32). (78)



Obr. 32 Blokové schéma bioreometru. (78)

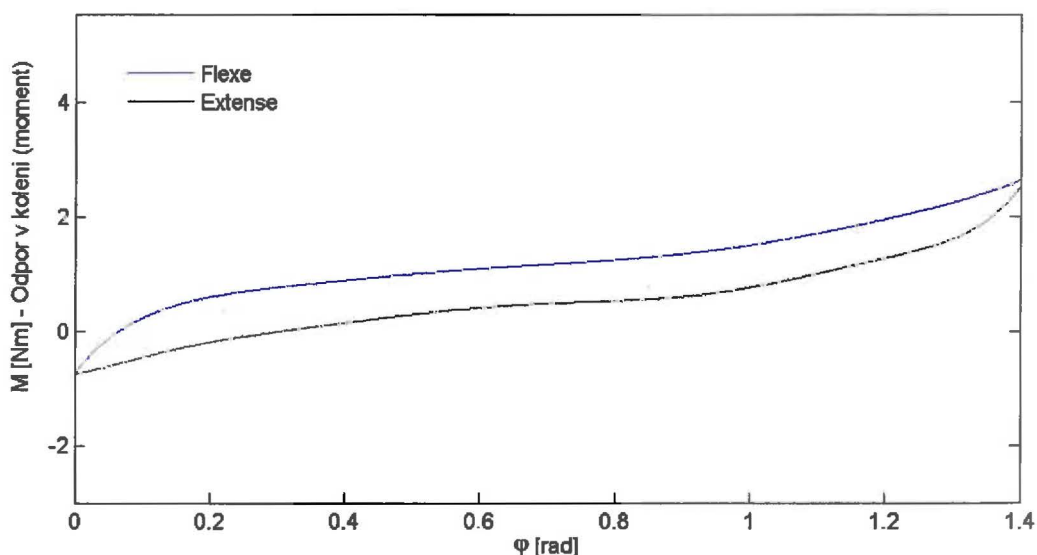


Obr. 33 Ilustrační fotografie bioreometru.

Při měření pacient leží na boku na straně netestované dolní končetiny na zvláštním vyšetřovacím lehátku. Stehno měřené dolní končetiny je podepřeno výškově nastavitelnou podpěrou tak, aby byla dolní končetina rovnoběžně se zemí. Polohou a pasivní podporou měřené končetiny se minimalizuje vliv gravitace (hmotnost segmentů dolní končetiny) na zatížení kolenního kloubu. Pomocí světelného kříže je zaměřena osa rotace kolenního kloubu, která musí být pod středem otáčení ramene bioreometru, tzv. unašeče. (53) Poté je měřená dolní končetina pomocí objímky připevněna nad kotníky k unašeči. Unašeč je prostřednictvím převodovky poháněn krokovým elektromotorem a pasivně ohýbá kolenní kloub. Jedná se o rovinný pohyb během kterého je přístroj řízen řídicí kartou počítače. Z mírné semiflexe (úhel φ_0) přístroj zrychleně ohýbá kolenní kloub do poloviny celé amplitudy $\varphi_0 + \Phi/2$ a poté zpomaleně ohýbá kloub do rozsahu plné amplitudy $\varphi_0 + \Phi$, kde je rychlost nulová. Odtud opět zrychleným pohybem dolní končetinu extenduje do poloviny amplitudy a pak se rychlost extenze zpomaluje až do výchozí polohy. Rychlost pohybu má tedy sinusový charakter. (36) Při pohybu dochází k deformaci ocelového proužku tenzometrického členu a tím ke změně jeho průřezu a změně elektrického odporu. To je snímáno dvěma tenzometry v můstkovém zapojení. Dojde ke změně napětí procházejícího elektrickým obvodem. Hodnoty napětí jsou A/D převodníkem převáděny s převodní konstantou na diskrétní hodnoty s vzorkovací frekvencí 0,001s. Zjištění převodní konstanty mezi výstupem z převodníku a momentem pasivního odporu v kolenním kloubu při flexi a extenzi se provádí pomocí

kalibrace přístroje ocejchovaným závažím. Tenzometrický člen tedy snímá sílu $F(\varphi)$, která je při pohybu přenášena přes objímku na periferii dolní končetiny. Tato síla představuje pasivní odpor, který končetina klade proti ohýbání kolenního kloubu. Při pohybu v kolenním kloubu totiž dochází k deformaci okolních extra- i intraartikulárních tkání (kůže, svaly, šlachy, kloubní pouzdro, vazy, chrupavky). Nutno zdůraznit, že pro vyloučení nežádoucí svalové aktivity je pacient během měření maximálně uvolněn, svalstvo testované dolní končetiny je volně relaxováno. Nastavit lze různý počet cyklů měření, které na sebe plynule navazují i délku jednoho cyklu a rozsah pohybu ve stupních. (78)

Změřením vzdálenosti l objímky od osy otáčení, lze zjistit úhlovou závislost momentu síly $M(\varphi) = l \cdot F$ [N·m], který se graficky znázorní na bioreogramu (obr. 34). (36) Bioreogram získaný jedním cyklem měření (pohyb z neúplné extenze do flexe a zpět) má tvar uzavřené křivky. Další informace o bioreogramu uvádím v kapitole 5.1.8.



Obr. 34 Bioreogram získaný měřením pomocí bioreometru.

5.1.7 Vlastní měření metodou bioreometrie

Měření všech čtyř pacientů probíhalo v mnou stanovených časových odstupech a to v průběhu jednoho měsíce před operací, po uplynutí 3., 10., 24. a 36. týdne ($\pm 1-3$ dny) po operaci. Tyto intervaly zohledňují průběh vhojování štěpů a stádia jeho revaskularizace. První měření po operaci také muselo brát v úvahu omezení rozsahu

ohýbání kolenního kloubu. V bioreogramu může být znázorněn v jeho přesném středu jako další křivka mezi základními křivkami. Během flexe se viskózní prvek přičte k elastickému a během extenze se naopak viskózní prvek od elastického odečte. Tímto se vytvoří uzavřená křivka bioreogramu.

Pro elastický prvek existují také parametry ohybová tuhost a tuhost kolena.

Ohybovou tuhost D [N·m/rad] lze získat jako směrnici tečen bioreogramu. Mění se s úhlem φ . $D_{\varphi/2}$ je hodnota ohybové tuhosti v polovině měřené amplitudy, dle použité aproximace parabolou, polynomem druhého řádu, hodnota minimální. Lze ji odečíst z křivky ohybové tuhosti. Ohybová tuhost ve skutečnosti může nabývat minimálních hodnot v jiných úhlech, proto byl zaveden parametr D_{min} udávaný v úhlu φ_{Dmin} .

A [N·m(rad)⁻³] představuje tuhost kolena. Lze ji získat z míry růstu bioreogramu vypočítáním M_{rozd} , tedy rozdílu ohybového odporu v maximální flexi (M_{max}) a ve výchozí poloze (M_{min}). Tento parametr je opět uveden pro polovinu měřené amplitudy $A_{\varphi/2}$ a také jako A_{Dmin} .

ηM , ohybová viskozita, je popsána výše. Důležitým parametrem je $\eta M_{(\Delta M\varphi/2)}$, kde $\Delta M_{\varphi/2}$ [N·m] představuje polovinu šířky bioreogramu v místě nejvyšší rychlosti pohybu bioreometru. Podle použité aproximace parabolou, tedy polynomem druhého řádu, jde o její maximální hodnotu. Avšak skutečnou maximální šířku bioreogramu představuje zavedený parametr ΔM_{max} [N·m] opět v úhlu $\varphi_{\Delta Mmax}$.

Dále byla hodnocena disipovaná - ztrátová energie [J], která odpovídá ploše uzavřené křivky bioreogramu. Představuje viskózní a třecí poměry.

Vizuálně jsem také hodnotila tvar bioreogramů zdravé a zraněné dolní končetiny a srovnávala je v rámci jednotlivých měření v průběhu rekonvalescence pacientů.

Při vyhodnocování výsledků nebyl brán zřetel na umístění bioreogramu ve směru osy y ani hodnota úhlu φ_0 , ze kterého začíná měření.

5.1.9 Analýza dat a použité statistické metody

Reaktivní a adaptační mechanismy pohybového aparátu v průběhu rekonvalescence pacientů jsou v kapitole 5.2 zachyceny v již popsaných intervalech vyšetření několika způsoby. Jsou uvedeny výsledky jednotlivých klinických vyšetření a testování zdatnosti kolenního kloubu, vizuální analogová škála bolesti a změny Lysholmova skóre. Návrat

probandů k pohybovým aktivitám je popsán slovně. Výsledky bioreometrického měření jsou zaznamenané číselně a graficky. Pro dokumentaci průběhu rekonvalescence uvádím bioreogramy a další grafická znázornění hodnocených parametrů jen pro jednoho pacienta (pacient č. 1 - VM) a to z kapacitních důvodů této práce. Pro ostatní pacienty stejné vyhodnocení přikládám na CD.

Díky zpracování objemného souboru všech bioreometricky získaných hodnot bylo možné jejich statistické zpracování pomocí standardních metod deskriptivní statistiky včetně stanovení směrodatných odchylek výsledných hodnot sledovaných parametrů.

5.1.10 Procedury pro uchování dat

Výsledků všech měření je mnoho, proto v diplomové práci uvádím pouze výsledky nejvýznamnějších parametrů. Tato i všechna ostatní neméně důležitá data uspořádaná do výsledkových tabulek a jejich grafické zpracování přikládám na CD. Popis uložených souborů výsledkového materiálu uvádím v kapitole 5.2.3.

5.1.11 Rozsah platnosti

Vymezení:

Veškeré úvahy a dosažené výsledky této práce mohou platit pouze pro postižené rupturou předního zkříženého vazy, kteří podstoupili artroskopicky asistovanou náhradu vazy. I tak je třeba velké opatrnosti v zobecňování výsledků, protože interindividuální rozdíly jsou vždy významné. Rozdíly mohou být v mechanismu poranění a přítomnosti přidružených poranění, doby od úrazu k operaci, technice operace, pohlaví, věku, jiném onemocnění, tělesné zdatnosti, psychomotorických schopnostech, přístupu k fyzioterapii a autoterapii apod.

Omezení:

Limity mých možností co nejlépe vyřešit a popsat daný problém byly determinované zejména nízkým počtem probandů. Za daných okolností nebylo možné poskytnout kvalitní dlouhodobou fyzioterapeutickou péči většímu počtu pacientů. Jejich výběr byl také výrazně omezen počtem plánovaných operací v daném období na daném pracovišti. Proto nebylo možné provést studii zahrnující statisticky významný soubor probandů.

5.2 Výsledky

5.2.1 Výsledky klinického vyšetření

► Anamnéza

Žádný ze sledovaných probandů nikdy vážněji neonemocněl, v době před operací neužíval žádné léky a kromě probanda č. 2 nikdy nebyli operováni. P. č. 1 v r. 1995 utrpěl frakturu v obl. pravého nártu, p. č. 3 a 4 utrpěli v minulosti dvě distorze pravého hlezenního kloubu. P. č. 2 a 4 byli alergičtí na prach a pyly. V rodinné anamnéze pacienti uváděli cévní a onkologická onemocnění prarodičů. P. č. 1, 3, a 4 měli sedavé zaměstnání, p. č. 2 měl fyzicky náročné zaměstnání, které musel po operaci změnit.

Po prvotním úrazu kolenního kloubu tři ze čtyř pacientů byli svým ortopedickým lékařem vyšetřeni jen aspekčně, palpačně a rentgenologicky. Nebyla u nich stanovena konečná diagnóza. Léčení byli jen konzervativně. U pacienta č. 2 byl artroskopicky proveden pouze debridement pahýlu přetrženého předního zkříženého vazů. Ani jeden pacient nebyl po úrazu indikován k rehabilitační léčbě.

Tab. 1 Vybrané anamnestické údaje.

Pac.	sport před úrazem	mechanismus poranění kolena	léčba
1	rekreačně, denně 1-2 hod, zejm. fotbal (útočník); tenis, in-line brusle	pád při fotbale, poraněn levý kolenní kloub násilnou abdukci a zevní rotací bérce v extenzi	punkce sanquinolentní tek., 8 týdnů fixní ortéza, týden chůze o 2 FH
2	rekreačně, 2-3x týdně 1,5 hod, fotbal	pád při fotbale, poraněn levý kolenní kloub páčením do valgozity	bezprostředně ASK op., odstranění pahýlu PZV
3	rekreačně, 3-6x týdně 1-2 hod, bojové sporty	dopad na extendovanou a rotovanou levou dolní končetinu při karate	konzervativní: bandáž, klidový režim, NSA
4	rekreačně, 1x týdně 1 hod, sálový fotbal	pád při fotbale, poraněn pravý kolenní kl. kombinací flexe, valgozity a zevní rotace bérce	kryoterapie, 6 týdnů fixní ortéza, týden chůze o 2 FH, NSA

Tab. 2 Vybrané anamnestické údaje.

Pac.	potíže po úrazu	sport po úrazu	sport před operací
1	giving way fenomén, progrese projevů nestability při sportu	opatrná zátěž po 3 měsících, sport s ortézou omezeně	1-2x týdně, fotbal (jen v brance), in-line brusle vždy s ortézou na L kol. kl.
2	pocit nestability při běhu, otoky a bolesti uvnitř kolene	sport omezeně až po 6 měsících, poté otoky	nepravidelně, max. 1x týdně fotbal, bez ortézy
3	2 těžší distorze L kol. kl., bolesti při zátěži, otoky	sport omezeně po 5 měsících, bez ortézy	2x týdně, bojové sporty, lehce kolo, běh, plavání
4	bolesti i při běžné zátěži, velmi časté distorze P kol. kl.	pro výrazné obtíže vůbec nespotoval	žádný

► Vizuální analogová škála pro měření intenzity bolesti

Vývoj intenzity, charakteru a lokalizace bolesti při chůzi po rovině.

Pacient č. 1 měsíc před op., 3., 10., 24., 36. týden po operaci
Intenzita bolesti: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Charakter: tupá
Lokalizace: v místě odběru BTB štěpu levého kolenního kloubu

Pacient č. 2 měsíc před op., 3., 10., 24., 36. týden po operaci
Intenzita bolesti: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Charakter: tupá
Lokalizace: před operací uvnitř levého kol. kl., po operaci v místě odběru BTB štěpu

Pacient č. 3 měsíc před op., 3., 10., 24., 36. týden po operaci
Intenzita bolesti: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Charakter: před operací tupá, po operaci ostrá
Lokalizace: před operací nespecificky na vnitřní straně levého kolena,
po operaci v oblasti pes anserinus l. sin.

Pacient č. 4 měsíc před op., 3., 10., 24., 36. týden po operaci
Intenzita bolesti: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Charakter: tepavá
Lokalizace: po operaci v místě odběru BTB štěpu a v laterální štěrbině pravého kol. kl.

Všichni pacienti bez výjimky udávali zvýšení intenzity bolesti při zátěži (př. běh) a po ní o 1-2 stupně oproti výše naznačené bolesti při chůzi. V předoperačním období měli všichni sledovaní intenzivní bolesti při projevech nestability postiženého kolenního kloubu.

► **Vstupní a výstupní kineziologický rozbor**

U všech pacientů uvádím pouze nejvýznamnější relevantní odchylky a změny.

V případě, že je nějaký test negativní před operací i 36. týden po operaci, neuvádím ho.

Tab. 3 Pacient č. 1 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor.

Pacient 1	stav před operací	stav 36. týden po operaci
Vyšetření stoje aspekci	výška: 173 cm, váha: 73 kg, BMI: 24,4	váha: 69 kg, BMI: 23,1
držení těla	výrazný předsun hlavy, protrakce ramen, ↑ Th-L lord., záklon trupu, přetížené PV sv. v obl. Lp.	předsun hlavy zmírněn, trup držen zpřímá, PV sv. Lp. tolik neprominují
postavení pánve	bez patologického nálezu	bez patologického nálezu
kyčelní klouby	vlevo větší zevní rotace	postavení symetrické
m. quadriceps femoris	menší trofika na LDK - vastus med.	menší trofika na LDK
lýtkové svaly	menší trofika na LDK	menší trofika na LDK
podélné klenby nohou	snížené bilat., více na PDK	na PDK výrazně nižší
příčné klenby nohou	příčné plochonoží bilat.	příčné plochonoží bilat.
halluces valgii	vlevo výraznější	vlevo výraznější
stoj na 2 vahách	PDK 33kg LDK 40kg	PDK 36kg LDK 33kg
fční test nohy dle Véleho	bez patologického nálezu	výraznější zapojení prstců vlevo
Trendelenburgova zk.	neg. bilat., stabilita dobrá bilat.	neg. bilat., stabilita dobrá bilat.
Thomayerova zkouška	poz. 22cm pro tah ischiokr. svalů	poz. 14cm pro tah ischiokr. svalů
Vyš. stereotypů a fčních zk.		
chůze	vyšší aktivita PV svalů v obl. Lp.	aktivita PV svalů v obl. Lp. snížena
běh	mírně bolestivý levý kol. kl.	pomalý bez potíží, rychlý s B L kol. kl.
dřep	mírně omezený RP pro bolest L kol. kl.	omezený RP o 1/3 pro tah v L kol. kl.
dřep na jedné DK	na PDK plný RP, na LDK 1/2 rozsah pohybu	na PDK plný RP, na LDK 1/2 RP
max. výskok sounož	asymetrický dopad - více na PDK	bez potíží, sym. odraz i dopad
zk. posazení na paty	1/2 rozsah pohybu pro bolest L kol. kl.	plně sym. dosedne, tah v L kol. kl.
Antropometrické vyšetření		
obvod stehna 15cm nad pat.	PDK i LDK 48cm	PDK 49cm LDK 47,5cm
obvod mm. vasti 3cm nad p.	PDK 38cm LDK 37cm	PDK 38cm LDK 37cm
obvod přes patelu	PDK 36,5cm LDK 37cm	PDK 36,5cm LDK 37cm
obvod přes tuber. tibiae	PDK 33,5cm LDK 33,5cm	PDK 33,5cm LDK 34cm
obvod lýtky	PDK 36cm LDK 35cm	PDK 36cm LDK 34cm
Goniometrické vyš. kol. kl.	F: P pas.145/akt.130 L p.145/a.130; E: -15 bilat.	F: P p.145/a.125 L p.150/a.120; E: -15
Stabilita a strukt. integrita		
přední zásuvkový test	PDK poz. 2mm LDK poz. 5mm	PDK poz. 2mm LDK poz. 3mm
Lachmanův test	PDK neg. LDK poz. 5mm	PDK neg. LDK neg.
Pivot shift test	PDK neg. LDK poz.	PDK i LDK neg.
Hughston test	PDK neg. LDK poz.	PDK i LDK neg.
pružení med. šterbiny kol. kl.	vlevo 2mm	vlevo 2mm
svalová síla dle Jandy	L kolenní kl. F st. 4+	L kolenní kl. F, E st. 4+
zkrácené svaly	ischiokrur. st. 2 bilat., iliopsoas a rectus f. 2 bilat.	ischiokr. 2 bilat., iliop. a rectus f. 1 bilat.
svalový tonus palpací	normotonie svalů na DK bilat.	LDK ↓ quadriceps a hamstringy
palpace pes anserinus	neboletivé bilat.	boletivé na PDK
jizvy na L kolenním kl.	žádné	malá laterální po ASK hůře posunlivá
hluboké čítí	polohocit i pohybovit sym. bilat.	LDK polohocit ↓, kreslení ↓↓↓

Tab. 4 Pacient č. 2 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor.

Pacient 2	stav před operací	stav 36. týden po operaci
Vyšetření stoje aspekci	výška: 178 cm, váha: 75 kg, BMI: 23,7	váha: 76 kg, BMI: 24,0
držení těla	mírný předsun hlavy, ↑ C lord. a Th kyf., přetížené PV sv. v obl. střední Th p.	stav výrazněji nezměněn
postavení pánve	bez patologického nálezu	bez patologického nálezu
m. quadriceps femoris	trofika sym. bilat.	menší trofika na LDK
kolenní klouby	varózní sym. bilat.	varózní sym. bilat.
lýtkové svaly	menší trofika na LDK	menší trofika na LDK
podélné klenby nohou	vlevo nižší	mírně snížené sym. bilat.
příčné klenby nohou	příčné plochonoží bilat.	příčné plochonoží bilat.
stoj na 2 vahách	PDK 36kg LDK 39kg	PDK 40kg LDK 36kg
fční test nohy dle Véleho	bez patologického nálezu	latence zapojení prstů vlevo
Trendelenburgova zk.	neg. bilat., stabilita dobrá bilat.	neg. bilat., stabilita dobrá bilat.
Vyš. stereotypů a fčních zk.		
chůze	mírná bolestivost L kol. kl.	bez bolesti, kroky symetrické
běh	levý kol. kl. při běhu bolestivý	běh po rovině bez subj. potíží
dřep	plný RP, nebolestivý	plný RP, nebolestivý ani v krajní poloze
dřep na jedné DK	na PDKi LDK plný RP	na PDK plný RP, na LDK 2/3 RP
max. výskok sounož	symetrický odraz i dopad obou DK	bez potíží, sym. odraz i dopad
zk. posazení na paty	1/2 RP pro B na med. str. L kol. kl.	plně sym. dosedne, ↓ tah v L kol. kl.
Antropometrické vyšetření		
obvod stehna 15cm nad pat.	PDK 49,5cm LDK 48cm	PDK 48cm LDK 47cm
obvod mm. vasti 3cm nad p.	PDK 41cm LDK 39,5cm	PDK 39cm LDK 37,5cm
obvod přes patelu	PDK 35,5cm LDK 36cm	PDK 35,5cm LDK 37cm
obvod přes tuber. tibiae	PDK 32cm LDK 32cm	PDK 32cm LDK 33cm
obvod lýtky	PDK 38cm LDK 37cm	PDK 37cm LDK 36cm
Goniometrické vyš. kol. kl.	F: P pas.140/akt.125 L p.145/a.130; E: -10 bilat.	F: P p.140/a.130 L p.150/a.130; E: -10
Stabilita a strukt. integrita		
přední zásuvkový test	PDK neg. LDK poz. 3mm	PDK neg. LDK poz. 1mm
Lachmanův test	PDK neg. LDK poz. 3mm	PDK neg. LDK neg.
Pivot shift test	PDK neg. LDK poz.	PDK i LDK neg.
Hughston test	PDK neg. LDK poz.	PDK i LDK neg.
McMurrayův test	poz. na mediální meniskus LDK	neg. bilat.
Apleyův test	poz. na mediální meniskus LDK	neg. bilat.
Childressův příznak	neg. bilat.	neg. bilat.
svalová síla dle Jandy	L kolenní kl. F a E st. 4+	L kolenní kl. F, E st. 4+
zkrácené svaly	ischiokrurální a rectus femoris bilat. st. 1	ischiokrurální, triceps surae bilat. st. 1
svalový tonus palpací	výrazný hypertonus ischiokr. sv. vlevo	na LDK ↓ quadricepsu a glut. med.
palpace pes anserinus	bolestivý vlevo	boletivý vlevo
jizvy na L kolenním kl.	dvě malé po ASK operaci, posunlivé	jizvy po plastice PZV posunlivé, klidné
hluboké čítí	bez výrazných známek snížení bilat.	LDK kreslení nohou ↓↓↓

Tab. 5 Pacient č. 3 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor.

Pacient 3	stav před operací	stav 36. týden po operaci
Vyšetření stoje aspekty	výška: 174 cm, váha: 77 kg, BMI: 25,4	váha: 76 kg, BMI: 25,1
držení těla	napřímená C lord., ↑ Th kyf., L rameno níž, skoliotické držení sinistronkávni obl. Thp.	zlepšení skoliotického držení, nyní nijak výrazné, nově sešikmení pánve
postavení pánve	bez patologického nálezu	bez patologického nálezu
m. quadriceps femoris	velmi dobrá trofika sym. bilat.	menší trofika vastus med. vlevo
ischiokrurální svaly	velmi dobrá trofika sym. bilat.	menší trofika na LDK
lýtkové svaly	menší trofika na LDK	menší trofika na LDK
postavení patel	symetrické postavení bilat.	levá mírně tažena laterokraniálně
klenby nohou	podélné i příčné plochonoží bilat., více P	podélné i příčné plochonoží bilat., více P
halluces valgi	mírné symetricky bilat.	mírné symetricky bilat.
stoj na 2 vahách	PDK 38kg LDK 39kg	PDK 39kg LDK 37kg
činný test nohy dle Véleho	bez patologického nálezu	nepatrná latence zapoj. prstů vlevo
Trendelenburgova zk.	neg. bilat., stabilita dobrá bilat.	neg. bilat., stabilita dobrá bilat.
Thomayerova zkouška	neg. -15 cm	neg. -10 cm
Vyš. stereotypů a činných zk.		
chůze	bolest L kol. kl. , pravý krok delší	bez bolesti, kroky symetrické
běh	levý kol. kl. při běhu bolestivý	mírný tah v L kol. kl. při běhu po rovině
dřep	plný RP, bolest v krajní pozici	téměř dosáhne krajní pozice, B vlevo
dřep na jedné DK	PDK plný RP, LDK 2/3 RP s B na med. str.	PDK plný RP, LDK téměř plný RP s B
max. výskok sounož	symetrický odraz i dopad obou DK	bez potíží, sym. odraz i dopad
zk. posazení na paty	rozsah plný s mírnou B na med. str. L kol.	plně sym. dosedne, bolest v L kol. kl.
Antropometrické vyšetření		
obvod stehna 15cm nad pat.	PDK 52,5cm LDK 51,5cm	PDK 52cm LDK 51,5cm
obvod mm. vasti 3cm nad p.	PDK 45cm LDK 44cm	PDK 43cm LDK 43cm
obvod přes patelu	PDK 37cm LDK 37cm	PDK 37cm LDK 37cm
obvod přes tuber. tibiae	PDK 34cm LDK 34cm	PDK 34cm LDK 34cm
obvod lýtky	PDK 39cm LDK 38cm	PDK 39cm LDK 38cm
Goniometrické vyš. kol. kl.	F: P p.145/a.135 L p.145/a.130; E: -15 bil.	F: P p.145/a.130 L p.150/a.130; E: -15 bil.
Stabilita a strukt. integrita		
přední zásuvkový test	PDK poz. 5mm LDK poz. 7mm	PDK poz. 5mm LDK poz. 3mm
pružení med./lat. kl. štěrby	2mm bilat.	2mm bilat.
Lachmanův test	PDK mírně poz. LDK poz. 5mm	PDK mírně poz. LDK neg.
Pivot shift test	PDK neg. LDK poz.	PDK i LDK neg.
Hughston test	PDK neg. LDK poz.	PDK i LDK neg.
McMurrayův test	poz. na mediální meniskus LDK	poz. na mediální meniskus LDK
Childressův příznak	bolest na med. str. L kolenního kl.	mírná bolest na med. str. L kolenního kl.
vyš. hypermobility dle Jandy	konstituční h., hl. ramena, kyčle, kolena	konstituční hypermobilita
svalová síla dle Jandy	bez snížení na DK bilat.	bez znatelného snížení na LDK oproti PDK
zkrácené svaly	quadratus lumb. bilat. st. 1	quadratus lumb. l. sin. st. 1
svalový tonus palpací	bolestivý hypertonus m. iliopsoas bilat.	normotonus m. iliopsoas bilat. bez B
palpace pes anserinus	nebolestivý bilat.	dostí bolestivý vlevo
jizvy na L kolenním kl.	žádné	posunlivé, klidné
šlachook. reflexy	normoreflexie na H i DK bilat.	patelární vlevo st. 4
hluboké čítí	bez výrazných známek snížení bilat.	↓ pohybovit vlevo, ↓↓↓ kreslení L nohou

Tab. 6 Pacient č. 4 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor.

Pacient 4	stav před operací	stav 36. týden po operaci
Vyšetření stoje aspekci	výška: 187 cm, váha: 91 kg, BMI: 26,0	váha: 91 kg, BMI: 26,0
držení těla	mírná protrakce ramen, hypertrofie kran. č. m. trapezius, prominence spodní obl. břicha	stejně kromě postavení pánve, občasná mírná bolest v obl. levého SI kloubu
postavení pánve	bez patologického nálezu	mírné sešikmení doprava dolů
fossae popliteae	náplň lymfatických uzlin na PDK	symetrické, bez náplně
lýtkové svaly	menší trofika na LDK	menší trofika na PDK
m. quadriceps femoris	menší trofika na LDK	menší trofika na PDK
postavení patel	pravá tažena laterokraniálně	symetrické postavení bilat.
podélné klenby nohou	na LDK nepatrně nižší	na LDK výrazně nižší
příčné klenby nohou	příčné plochonoží bilat.	příčné plochonoží bilat.
stoj na 2 vahách	PDK 47kg LDK 44kg	PDK 45kg LDK 46kg
fční test nohy dle Véleho	latence zapojení prstců vpravo	výraznější zapojení prstců vpravo
Trendelenburgova zk.	neg. bilat., stabilita na PDK nižší	neg. bilat., stabilita dobrá bilat.
Vyš. stereotypů a fčních zk.		
chůze	kroky sym., bolest P kol. kl., pomalá	nebolestivá, kroky symetrické
běh	nezkoušel ze strachu z giving way	pomalý bez potíží, rychle se bojí
dřep	neomezený RP, bolest P kol. kl. na lat. str.	neomezený RP, v krajní poloze tah
dřep na jedné DK	na PDK 1/2 RP, na LDK 1/3 RP	na PDK 1/2 RP, na LDK 2/3 RP
max. výskok sounož	sym. odraz, dopad více na LDK	bez potíží, sym. odraz i dopad
zk. posazení na paty	nezkoušel ze strachu	plně sym. dosedne, tah v P kol.
Antropometrické vyšetření		
obvod stehna 15cm nad pat.	PDK 54cm LDK 52,5cm	PDK 51cm LDK 53cm
obvod mm. vasti 3cm nad p.	PDK 43cm LDK 42cm	PDK 40,5cm LDK 41,5cm
obvod přes patelu	PDK 39cm LDK 39cm	PDK 39,5cm LDK 39cm
obvod přes tuber. tibiae	PDK 35,5cm LDK 35cm	PDK 36,5cm LDK 35cm
obvod lýtky	PDK 39,5cm LDK 38cm	PDK 38,5cm LDK 37,5cm
Goniometrické vyš. kol. kl.	F: P pas.145/akt.125 L p.140/a.130; E: 0 bilat.	F: P p.150/a.130 L p.140/a.130; E: 0
Stabilita a strukt. integrita		
přední zásuvkový test	PDK poz. 7mm LDK neg.	PDK poz. 5mm LDK neg.
Lachmanův test	PDK poz. 7mm LDK neg.	PDK mírně poz. LDK neg.
Pivot shift test	PDK poz. LDK neg.	PDK neg. LDK neg.
Hughston test	PDK poz. LDK neg.	PDK neg. LDK neg.
McMurrayův test	poz. na laterální meniskus PDK	neg. bilat.
Apleyův test	neg. bilat.	neg. bilat.
Childressův příznak	poz. na laterální meniskus PDK	neg. bilat.
svalová síla dle Jandy	P kolenní kl. F, E st. 4	P kolenní kl. F, E st. 4
zkrácené svaly	triceps surae st. 1 bilat., ischiokr. 2 bilat.	ischiokrurální svaly st. 2 bilat.
svalový tonus palpací	PDK ↓ quadriceps a hamstringy	PDK ↓ quadriceps a hamstringy
palpace pes anserinus	neboletivě bilat.	boletivě na PDK
jizvy na P kolenním kl.	žádné	na P kol. kl. klidné, pohyblivé
povrchové čítí (dotyk, bolest)	bez patologického nálezu	necitlivost v okruhu 2cm pod patelou P
hluboké čítí	mírně ↓ na obou DK, více vpravo	↑ práh vnímání pas. pohybu v P kol. kl.

► **Kontrolní vyšetření**

Tab. 7 Pacient č. 1 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci.

Pacient 1	stav po 3. týdnu po operaci	stav po 10. týdnu po op.	stav po 24. týdnu po op.
Vyš. stoje aspekci			
postavení pánve	sešikmená doleva dolů, rotace (+)	↓sešikmená doleva dolů	bez patol. nálezu
stoj na 2 vahách	PDK 41kg LDK 30kg	PDK 40kg LDK 31kg	PDK 37kg LDK 34kg
Véleho fční test nohy	latence zapoj. prstců LDK	latence zapoj. prstců LDK	větší zapoj. prstců LDK
Trendelenburg. zk.	nevyšetřováno	neg., na LDK ↑ nestabilní	stoj stabilní bilat.
Funkční zkoušky			
chůze	FH, delší krok PDK, odlehč. LDK	bez FH, ↑ dopad na PDK	bez známek asymetrie
běh	nevyšetřováno	nevyšetřováno	i rychlý, sym., ↓ B L kol.
dřep	zvládne mírný podřep	podřep do 1/3 RP	podřep do 1/2 RP
dřep na jedné DK	nevyšetřováno	nevyšetřováno	PDK plný RP, LDK 1/4 RP
max. výskok sounož	nevyšetřováno	nevyšetřováno	asym. odraz i dopad z PDK
zk. posazení na paty	nevyšetřováno	nevyšetřováno	omezeno o 1/2
Antropometrie			
obvod 15cm nad pat.	PDK 47,5 cm LDK 44cm	PDK 48 cm LDK 45cm	PDK 48,5cm LDK 46,5cm
obvod 3cm nad pat.	PDK 37cm LDK 36cm (otok)	PDK 37cm LDK 35,5cm	PDK 38cm LDK 36,5cm
obvod přes patelu	PDK 36,5cm LDK 38,5cm (otok)	PDK 36,5cm LDK 37,5cm	PDK 36,5cm LDK 37cm
obvod tuber. tibiae	PDK 33,5cm LDK 35,5cm (otok)	PDK 33,5cm LDK 34,5cm	PDK 33,5cm LDK 34cm
obvod lýtka	PDK 34,5cm LDK 32,5cm	PDK 35cm LDK 33cm	PDK 36cm LDK 34cm
Goniometrické vyš.	LDK F: pas. 100°/akt. 70°, E: 0°	LDK F: p.135°/a. 110°, E: 0°	LDK F: p.145°/a.120°, E -5°
Ostatní			
přední zásuv. test	nevyšetřováno	LDK mírně poz.	LDK mírně poz.
Lachmanův test	nevyšetřováno	LDK neg.	LDK neg.
sval. síla dle Jandy	L kolenní kl. F, E st. 4-	L kolenní kl. F, E st. 4	L kolenní kl. F, E st. 4
jizvy na L kol. kl.	2 po ASK, 1 centrální, zhojené	klidné, špatně posunlivé	centrální špatně posunlivá
hluboké čítí	na LDK pohybovit výrazně snížen	↑ práh vnímání pas. pohybu	LDK pohybo a polohocit ↓

Tab. 8 Pacient č. 2 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci.

Pacient 2	stav po 3. týdnu po operaci	stav po 10. týdnu po op.	stav po 24. týdnu po op.
Vyš. stoje aspekci			
postavení pánve	mírně sešikmená doleva dolů	bez patol. nálezu	bez patol. nálezu
stoj na 2 vahách	PDK 42kg LDK 31kg	PDK 39kg LDK 34kg	PDK 42kg LDK 34kg
Véleho fční test nohy	latence zapoj. prstců LDK	latence zapoj. prstců LDK	latence zapoj. prstců vlevo
Trendelenburg. zk.	nevyšetřováno	neg., na LDK ↑ nestabilní	stoj stabilní bilat.
Funkční zkoušky			
chůze	FH, kroky sym., odlehčuje LDK	bez FH, ↑ zatěžování PDK	bez známek asymetrie
běh	nevyšetřováno	nevyšetřováno	kroky sym., téměř bez B
dřep	mírný podřep	podřep do 1/2 RP	podřep do 2/3 RP
dřep na jedné DK	nevyšetřováno	nevyšetřováno	PDK plný RP, LDK 1/2 RP
max. výskok sounož	nevyšetřováno	nevyšetřováno	asym. odraz i dopad z PDK

zk. posazení na paty	nevyšetřováno	nevyšetřováno	omezeno o 1/3
Antropometrie	vyš. pomocí krejčovského metru		
obvod 15cm nad pat.	PDK 48 cm LDK 43cm	PDK 48 cm LDK 44cm	PDK 48,5cm LDK 45,5cm
obvod 3cm nad pat.	PDK 41cm LDK 40cm - ↑ otok	PDK 42cm LDK 36cm	PDK 40cm LDK 36,5cm
obvod přes patelu	PDK 35,5cm LDK 38cm - ↑ otok	PDK 35,5cm LDK 37,5cm	PDK 35,5cm LDK 37cm
obvod tuber. tibiae	PDK 32cm LDK 34,5cm - ↑ otok	PDK 32cm LDK 34cm	PDK 32cm LDK 33,5cm
obvod lýtky	PDK 37cm LDK 35,5cm	PDK 35cm LDK 35,5cm	PDK 36cm LDK 36cm
Goniometrické vyš.	LDK F: pas. 125°/akt. 90°, E: 0°	LDK F: p.140°/a. 130°, E: 0°	LDK F: p.150°/a.130°, E -10
Ostatní			
přední zásuv. test	nevyšetřováno	LDK neg.	LDK neg.
Lachmanův test	nevyšetřováno	LDK neg.	LDK neg.
sval. síla dle Jandy	L kolenní kl. F st. 3+, E st. 4-	L kolenní kl. F, E st. 4	L kolenní kl. F, E st. 4+
jizvy na L kol. kl.	klidné, zhojené, neposunlivé	klidné, hůře posunlivé	posunlivost dobrá
hluboké čítí	na LDK oproti PDK velmi sníženo	na LDK sníženo	na LDK výrazně zlepšeno

Tab. 9 Pacient č. 3 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci.

Pacient 3	stav po 3. týdnu po operaci	stav po 10. týdnu po op.	stav po 24. týdnu po op.
Vyš. stoje aspekty			
postavení pánve	sešikmená doleva, mírná rotace (-)	↑ antevertze, mírná rotace (-)	bez patologického nálezu
stoj na 2 vahách	PDK 47kg LDK 28kg	PDK 42kg LDK 33kg	PDK 44kg LDK 32kg
Véleho fční test nohy	latence zapoj. prstců LDK	latence zapoj. prstců LDK	latence zapoj. prstců LDK
Trendelenburg. zk.	nevyšetřováno	neg., stoj stabilní bilat.	stoj stabilní bilat.
Funkční zkoušky			
chůze	FH, kroky sym., odlehčuje LDK	bez FH, ↑ krok a zatěž. PDK	bez známek asymetrie
běh	nevyšetřováno	nevyšetřováno	kroky sym., mírně bolestivý
dřep	mírný podřep	podřep do 1/3 RP	podřep do 2/3 RP
dřep na jedné DK	nevyšetřováno	nevyšetřováno	LDK 1/2 RP s mírnou B
max. výskok sounož	nevyšetřováno	nevyšetřováno	sym. odraz i dopad
zk. posazení na paty	nevyšetřováno	nevyšetřováno	téměř dosedne, mírný tah
Antropometrie			
obvod 15cm nad pat.	PDK 51,5cm LDK 50,5cm	PDK 52 cm LDK 50cm	PDK 52cm LDK 50,5cm
obvod 3cm nad pat.	PDK 44cm LDK 45cm - ↑ otok	PDK 42,5cm LDK 42cm	PDK 43cm LDK 42,5cm
obvod přes patelu	PDK 37cm LDK 39cm - ↑ otok	PDK 37cm LDK 38cm	PDK 37cm LDK 37cm
obvod tuber. tibiae	PDK 34cm LDK 38cm - ↑ otok	PDK 34cm LDK 36cm	PDK 34cm LDK 34,5cm
obvod lýtky	PDK 38,5cm LDK 37,5cm	PDK 39cm LDK 37,5cm	PDK 39cm LDK 38cm
Goniometrické vyš.	LDK F: pas. 125°/akt. 115°, E: 0°	LDK F: p.133°/a. 120°, E: -5	LDK F: p.150°/a.125°, E -10°
Ostatní			
přední zásuv. test	nevyšetřováno	LDK mírně poz. (3mm)	LDK mírně poz. (3mm)
Lachmanův test	nevyšetřováno	LDK neg.	LDK neg.
sval. síla dle Jandy	L kolenní kl. F, E st. 3+	L kolenní kl. F st. 4, E st. 4	L kolenní kl. F, E st. 4+
jizvy na L kol. kl.	klidné, zhojené, omez. posunlivé	j. po odebrání štěpu přisedlá	posunlivost všude dobrá
hluboké čítí	na LDK oproti PDK sníženo	↑ práh vnímání pas. pohybu	na LDK mírně zlepšeno

Tab. 10 Pacient č. 4 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci.

Pacient 4	stav po 3. týdnu po operaci	stav po 10. týdnu po op.	stav po 24. týdnu po op.
Vyš. stejé aspekci			
postavení pánve	mírně šikmá doprava dolů	mírně šikmá doprava dolů	mírně šikmá doprava dolů
stoj na 2 vahách	PDK 38kg LDK 48kg	PDK 41kg LDK 47kg	PDK 42kg LDK 48kg
Véleho fční test nohy	latence zapoj. prstců PDK	bez patologického nálezu	větší zapoj. prstců PDK
Trendelenburg. zk.	nevyšetřováno	neg., stoj na PDK ↓stabilní	stoj stabilní bilat.
Funkční zkoušky			
chůze	FH, napadá na LDK	bez FH, ↑ krok a zatěž. LDK	delší krok LDK
běh	nevyšetřováno	nevyšetřováno	opatrný, kroky sym. , bez B
dřep	mírný podřep	podřep do 1/2 RP	podřep do 2/3 RP s bolestí
dřep na jedné DK	nevyšetřováno	nevyšetřováno	PDK do 1/3 RP s mírnou B
max. výskok soumož	nevyšetřováno	nevyšetřováno	asym. odraz i dopad na LDK
zk. posazení na paty	nevyšetřováno	nevyšetřováno	omez. o 1/3, snesitelný tah
Antropometrie			
obvod 15cm nad pat.	PDK 48,5cm LDK 51cm	PDK 48,5 cm LDK 52cm	PDK 50,5cm LDK 52,5cm
obvod 3cm nad pat.	PDK 42,5cm - ↑ otok LDK 40,5cm	PDK 40,5cm LDK 40,5cm	PDK 40,5cm LDK 41,5cm
obvod přes patelu	PDK 37cm LDK 39cm - ↑ otok	PDK 37cm LDK 38cm	PDK 37cm LDK 37cm
obvod tuber. tibiae	PDK 36cm - otok LDK 34,5cm	PDK 35,5cm LDK 35cm	PDK 35,5cm LDK 34,5cm
obvod lýtka	PDK 37cm LDK 37cm	PDK 37,5cm LDK 37cm	PDK 38cm LDK 37,5cm
Goniometrické vyš.	PDK F: pas. 115°/akt. 100°, E: 0°	PDK F: p.145°/a. 125°, E: +5	LDK F: p.150°/a.130°, E: 0°
Ostatní			
přední zásuv. test	nevyšetřováno	PDK poz. 5mm	PDK poz. 5mm
Lachmanův test	nevyšetřováno	PDK mírně poz.	PDK mírně poz.
sval. síla dle Jandy	P kolenní kl. F, E st. 3+	P kolenní kl. F st. 4, E st. 3+	P kolenní kl. F, E st. 4
jizvy na P kol. kl.	klidné, zhojené, neposunlivé	j. po odebr. štěpu přisedlá	posunlivost všech dobrá
povrchové čítí	necítl. lat. a kaud. 4 cm od pately	necítí lat. a kaudálně od pat.	necítl. v okruhu 2cm pod pat
hluboké čítí	na PDK oproti LDK sníženo	↑ práh vnímání pas. pohybu	na PDK mírně zlepšeno

Vyšetření pasivní stability kolenních kloubů pomocí speciálních testů jsem prováděla manuálně, zaznamenané hodnoty jsou proto jen přibližné.

Lachmanův test se v případě přesného přístrojového měření hodnotí následovně:

- normální stav 0-2 mm,
- téměř normální 3-5 mm,
- abnormální 6-10 mm,
- silně abnormální stav >10 mm.

► Testování zdatnosti operovaného kolenního kloubu

Tab. 11 Testování zdatnosti operovaného kolenního kloubu po uplynutí 24. a 36. týdne po operaci.

Pacient 1	stav po 24. týdnu po operaci	stav po 36. týdnu po operaci
výpad operovanou DK vpřed	kol. do valgozity, ↓ stab. DK a trupu, ↓ B	kol. v osovém postavení, stab. lepší, bez B
výstupy na židli	PDK 15 výstupů LDK 7, mírná bolest	PDK 21 LDK 11, mírná bolest
one-leg-hop test: triple hop	PDK 4,4 m LDK 3,2 m, bolestivé	PDK 4,6 m LDK 3,5 m, ↓ bolest
přeskoky přes švihadlo na 1DK	výdrž: PDK 147 s LDK 32 s, mírně bolestivé	PDK 183 s LDK 57 s, mírně bolestivé
vysoký skipping	výdrž: 70 s, asymetrie odrazu -↓ LDK, B vlevo	výdrž: 87 s, ↓ odraz LDK, mírný tah vlevo
Pacient 2		
výpady jednou DK vpřed	kol. v osovém postavení, ↓ stabilita, ↓ B	stabilita DK i trupu dobrá, bez bolesti
výstupy na židli	PDK 16 výstupů LDK 9, mírná bolest	PDK 18 LDK 12, bez bolesti
one-leg-hop test: triple hop	PDK 4,6 m LDK 3,4 m, mírně bolestivé	PDK 4,7 m LDK 3,8 m, mírně bolestivé
přeskoky přes švihadlo na 1DK	výdrž: PDK 128 s LDK 28 s, mírně bolestivé	PDK 161 s LDK 44 s, bez bolesti
vysoký skipping	výdrž: 61 s, menší odraz z LDK, bez bolesti	výdrž: 84 s, odraz i dopad. sym., bez bolesti
Pacient 3		
výpady jednou DK vpřed	mírná valgotizace kol., stab. dobrá, bez B	osové postavení kol., stab. dobrá, bez B
výstupy na židli	PDK 23 výstupů LDK 11, mírná bolest	PDK 25 LDK 16, ↓ intenzita bolesti
one-leg-hop test: triple hop	PDK 4,9 m LDK 3,8 m, mírně bolestivé	PDK 4,8 m LDK 3,9 m, mírně bolestivé
přeskoky přes švihadlo na 1DK	výdrž: PDK 185 s LDK 45 s, mírně bolestivé	PDK 211 s LDK 63 s, bez bolesti
vysoký skipping	výdrž: 103 s, kroky sym., mírná B vlevo	výdrž: 127 s, odraz/dopad. sym., ↓ tah vlevo
Pacient 4		
výpady jednou DK vpřed	kol. do valgozity, ↓ stab. DK a trupu, ↑ B	kol. do valgozity, ↓ stab. DK a trupu, ↓ B
výstupy na židli	PDK 10 výstupů, bolest střední int. LDK 4	PDK 12, ↓ intenzita bolesti LDK 9
one-leg-hop test: triple hop	PDK 3,9 m LDK 3,0 m, B střední intenzity	PDK 4,1 m LDK 3,1 m, mírně bolestivé
přeskoky přes švihadlo na 1DK	výdrž: PDK 26 s, bolestivé LDK 55 s	PDK 43 s, ↓ intenzita bolesti LDK 62 s
vysoký skipping	výdrž: 29 s, jen 1/2 RP, napadá na LDK, B	výdrž: 48 s, plný RP, ↓ napadá na LDK, ↓ B

► Návrat probandů k původním pohybovým a dalším aktivitám

Pacient 1:

přechod z chůze o 2 FH na chůzi bez opory: 4,5 týdne po operaci

zaměstnání: (student - 5 týdnů dovážen autem), po 6. týdnu po operaci

řízení auta: poprvé po 6. týdnu po operaci

sportovní aktivity:

po 11. týdnu po operaci začal hrát pravidelně fotbal - pouze jako brankář, s ortézou

po 21. týdnu první delší běh (7 km), bolest pravého kol. kl., operované téměř nebolelo od 23. týdne fotbalové tréninky, včetně sprintů

24. týden 15 km běh, mírná bolest oper. kol. kl., větší bolest pravého kol. kl. pod patelou

po 29. týdnu až do 36. týdne snowboarding, 2 celé dny za sebou téměř každý víkend

Pacient po operaci nedodržel některá režimová opatření (poprvé chodil bez opory 2 FH již 2 týdny po operaci, nosil nevhodnou obuv - pantofle, což zvýraznilo asymetrickou chůzi). Porušení nezbytných režimových opatření se vždy druhý den projevilo větším otokem a bolestí operovaného kolenního kloubu. Autoterapii prováděl.

Pacient 2:

přechod z chůze o 2 FH na chůzi bez opory: po 5. týdnu po operaci jen v interiéru
po 6. týdnu i po schodech a v terénu

zaměstnání: po 8. týdnu po operaci do nového méně fyzicky náročného zaměstnání

řzení auta: poprvé po 8. týdnu po operaci, měsíc jen kratší vzdálenosti

sportovní aktivity:

od 1. týdne po operaci strečink, poctivě autoterapie

po 7. týdnu jízda na rotopedu

po 9. týdnu první pomalý výklus po rovném terénu

od 25. týdne občas fotbal, nepravidelně, zpočátku jen velmi lehce a opatrně,

občas se mu při sportu operovaný kolenní kloub „podlomil“, ale neotekl a nebolel

Pacient 3:

přechod z chůze o 2 FH na chůzi bez opory: 4,5 týdne po operaci

zaměstnání: po 8. týdnu po operaci

řzení auta: poprvé po 10. týdnu po operaci

sportovní aktivity:

od 1. týdne po operaci poctivě autoterapie

od 6. do 15. týdne fitness 1-2x týdně: stepper, běhátko, rotoped, veslování, bazén (kraul)

od 17. týdne běh v exteriéru, submaximálně, bez sprintů, s elastickým návlekm na kol.

po 24. týdnu bez potíží uběhl 8 km

od 25. týdne bojové sporty (karate, sebeobrana) 2x týdně 2 hodiny, submax., bez potíží

35. týden zvládl uplavat 2 km kraulem (s přestávkami)

Pacient 4:

přechod z chůze o 2 FH na chůzi bez opory: po 5 týdnech po operaci v interiéru
po 7 týdnech i v terénu

zaměstnání: po 14 dnech po operaci díky možnosti práce z domova přes internet

po 7 týdnech dojížděl do zaměstnání

řazení auta: poprvé po 7. týdnech po operaci

sportovní aktivity:

od 1. týdne po operaci autoterapie, avšak ne vše zadané

od 8. týdne občas rotoped

po 20. týdnu lehký výklus po rovině, bez potíží

pravidelně nespotoval ani po uplynutí 36. týdne po operaci

5.2.2 Výsledky Lysholmova skóre

Na 100 bodové stupnici Lysholmova skóre znamená výborný stav 95 - 100 bodů, dobrý 85 - 94 bodů, uspokojivý 65 - 84 bodů a špatný stav méně než 64 bodů. (59, 60)

Tab. 12 Lysholmovo skóre.

Pac.	před operací	po 36. týdnu po op.	zlepšení o x bodů
1	84	95	11
2	74	85	11
3	79	94	15
4	66	80	14

5.2.3 Výsledky měření metodou bioreometrie

V tabulce č. 13 jsou zachycené výsledné hodnoty spolu se směrodatnou odchylkou (\pm) základních hodnocených parametrů: tuhosti kolenního kloubu, ohybové viskozity a ztrátové energie. Jejich popis včetně jednotek uvádím v kapitole 5.1.8.

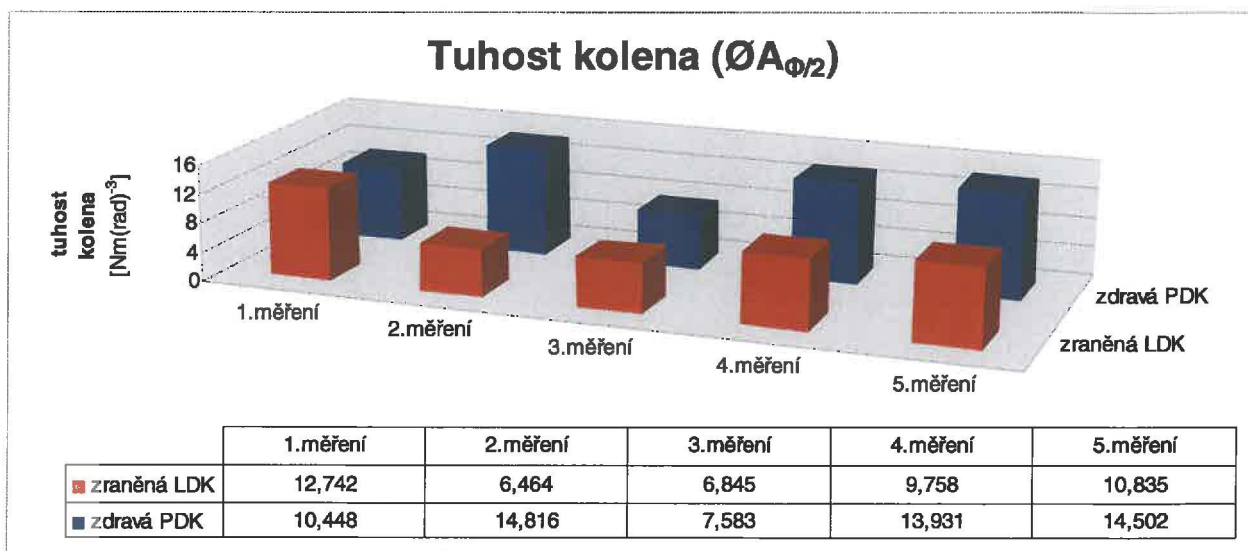
Pro dokumentaci změn reologických vlastností kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence uvádím grafická znázornění hodnocených parametrů a bioreogramy, avšak z kapacitních důvodů této práce pouze pro jednoho pacienta (pacient č. 1 - VM). Bioreogramy vystihují průběh změn v rámci všech pěti měření při srovnání zraněné s druhou relativně zdravou dolní končetinou. Pro ostatní pacienty stejná vyhodnocení přikládám na CD.

Na všech uvedených bioreogramech lze vysledovat změny tvarů křivek, jejich obsahů a strmosti průběhu během rekonvalescence po ruptuře předního zkříženého vazy. Bližší komentář k jednotlivým grafům uvedu v diskusi.

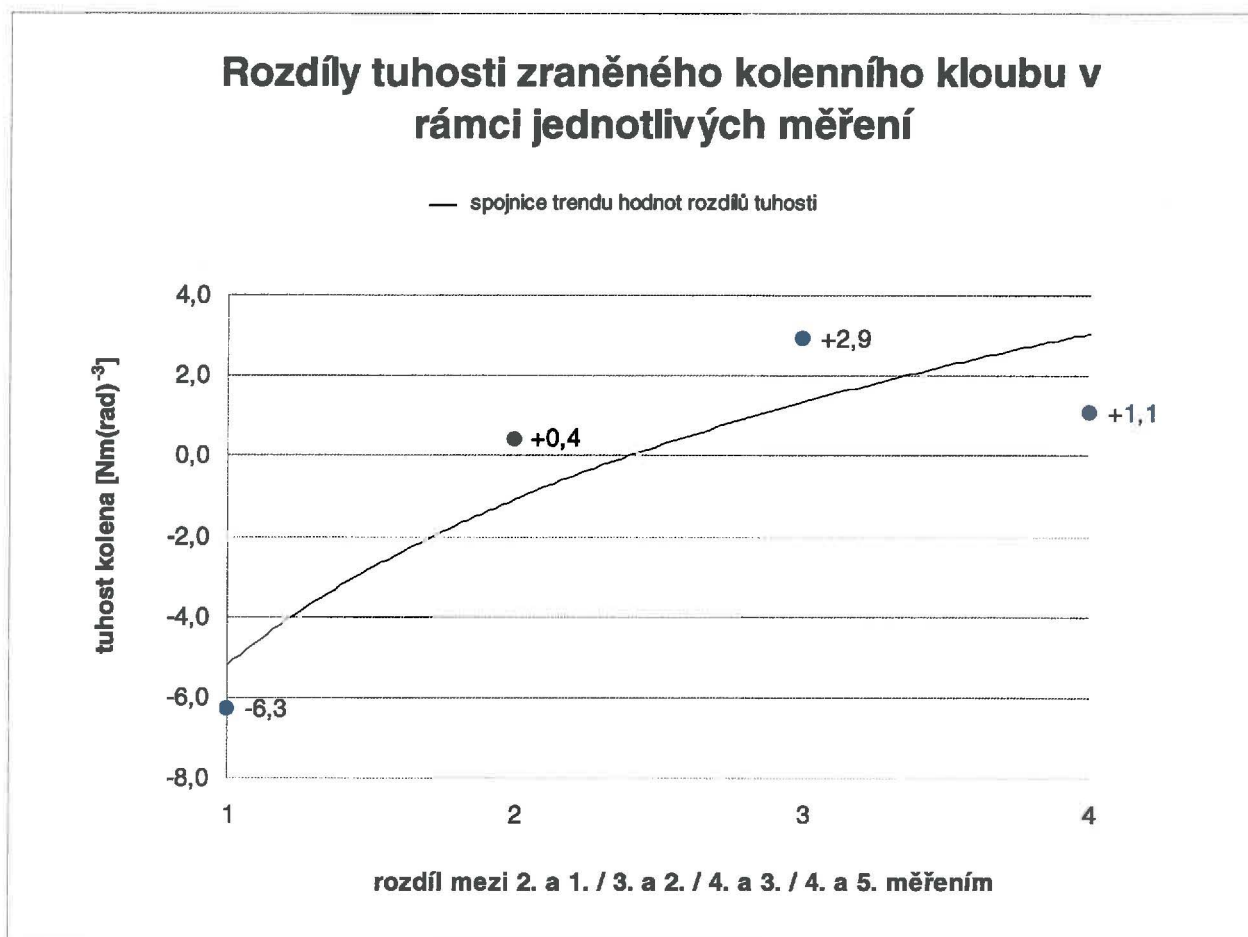
Tab. 13 Výsledky základních hodnocených parametrů.

Pacient 1 VM	$\bar{\sigma}A_{\phi/2}$	$\bar{\sigma}A_{\phi/2} \pm \Delta A$	$\bar{\sigma}\eta_M (\Delta M \phi/2)$	$\bar{\sigma}\eta_M (\Delta M \phi/2) \pm \Delta \eta_M$	Øztrátová E	Øztrátová E $\pm \Delta E_z$
1. měření LDK	12,742	12,7 \pm 0,2	3,494	3,5 \pm 0,1	0,915	0,92 \pm 0,02
PDK	10,448	10,5 \pm 0,3	3,211	3,2 \pm 0,2	0,837	0,84 \pm 0,02
2. měření LDK	6,464	6,5 \pm 0,5	4,740	4,7 \pm 0,2	1,076	1,08 \pm 0,02
PDK	14,816	14,8 \pm 0,1	3,302	3,3 \pm 0,1	0,984	0,98 \pm 0,02
3. měření LDK	6,845	6,85 \pm 0,03	2,694	2,7 \pm 0,1	0,747	0,75 \pm 0,01
PDK	7,583	7,6 \pm 0,3	3,859	3,9 \pm 0,2	0,942	0,94 \pm 0,05
4. měření LDK	9,758	9,76 \pm 0,05	5,692	5,7 \pm 0,1	1,253	1,25 \pm 0,03
PDK	13,931	13,9 \pm 0,1	3,515	3,5 \pm 0,2	1,055	1,06 \pm 0,03
5. měření LDK	10,835	10,8 \pm 0,4	4,902	4,9 \pm 0,8	1,066	1,07 \pm 0,07
PDK	14,502	14,5 \pm 0,2	4,517	4,5 \pm 0,7	1,151	1,15 \pm 0,15
Pacient 2 ZP						
1. měření LDK	9,478	9,5 \pm 0,1	3,626	3,63 \pm 0,02	1,106	1,11 \pm 0,01
PDK	10,463	10,46 \pm 0,07	3,535	3,5 \pm 0,1	0,967	0,97 \pm 0,02
2. měření LDK	9,833	9,8 \pm 0,5	6,452	6,5 \pm 2,6	0,472	0,5 \pm 0,2
PDK	9,458	9,5 \pm 0,2	4,386	4,4 \pm 0,1	1,043	1,04 \pm 0,02
3. měření LDK	7,597	7,6 \pm 0,2	3,191	3,2 \pm 0,9	0,968	1,0 \pm 0,2
PDK	8,693	8,7 \pm 0,3	2,461	2,5 \pm 0,2	0,772	0,77 \pm 0,02
4. měření LDK	8,687	8,7 \pm 0,2	4,841	5 \pm 2	1,110	1,1 \pm 0,3
PDK	9,204	9,2 \pm 0,4	2,289	2,3 \pm 0,9	0,793	0,8 \pm 0,1
5. měření LDK	6,558	6,6 \pm 0,2	1,783	1,8 \pm 0,1	0,647	0,65 \pm 0,03
PDK	6,286	6,3 \pm 0,2	1,965	2,0 \pm 0,2	0,556	0,56 \pm 0,02
Pacient 3 MM						
1. měření LDK	5,737	5,7 \pm 0,1	2,958	3 \pm 1	0,699	0,7 \pm 0,1
PDK	6,782	6,8 \pm 0,9	2,816	2,8 \pm 0,1	0,799	0,8 \pm 0,1
2. měření LDK	11,317	11,3 \pm 0,3	3,808	3,8 \pm 0,1	1,042	1,04 \pm 0,08
PDK	6,554	6,6 \pm 0,5	2,694	2,7 \pm 0,3	0,702	0,7 \pm 0,1
3. měření LDK	8,084	8,1 \pm 0,1	3,251	3,3 \pm 0,1	0,914	0,91 \pm 0,02
PDK	7,345	7,4 \pm 0,2	3,444	3,4 \pm 0,1	0,964	0,96 \pm 0,03
4. měření LDK	8,043	8,04 \pm 0,12	3,231	3,2 \pm 0,6	0,862	0,9 \pm 0,1
PDK	9,524	9,52 \pm 0,07	4,740	4,7 \pm 0,1	1,256	1,26 \pm 0,03
5. měření LDK	11,472	11,5 \pm 0,4	1,985	2 \pm 0,3	0,702	0,70 \pm 0,05
PDK	7,687	7,7 \pm 0,2	2,299	2,3 \pm 0,4	0,616	0,62 \pm 0,03
Pacient 4 MK						
1. měření LDK	2,142	2,14 \pm 0,08	8,913	8,9 \pm 0,2	1,567	1,57 \pm 0,09
PDK	6,911	6,9 \pm 0,4	3,920	3,9 \pm 0,1	1,139	1,14 \pm 0,02
2. měření LDK	6,594	6,59 \pm 0,05	5,469	5,5 \pm 0,2	1,327	1,33 \pm 0,02
PDK	9,475	9,5 \pm 0,2	4,852	4,9 \pm 0,6	1,229	1,23 \pm 0,09
3. měření LDK	2,234	2,23 \pm 0,07	5,834	5,8 \pm 0,1	1,409	1,41 \pm 0,01
PDK	3,405	3,4 \pm 0,2	2,502	2,5 \pm 0,3	0,866	0,87 \pm 0,05
4. měření LDK	6,659	6,7 \pm 0,2	4,112	4,06 \pm 0,01	1,117	1,12 \pm 0,02
PDK	7,818	7,8 \pm 0,3	1,823	1,8 \pm 0,1	0,744	0,74 \pm 0,03
5. měření LDK	2,433	2,4 \pm 0,1	5,713	5,7 \pm 0,2	1,428	1,43 \pm 0,05
PDK	2,525	2,5 \pm 0,3	2,289	2,3 \pm 0,3	0,838	0,84 \pm 0,06

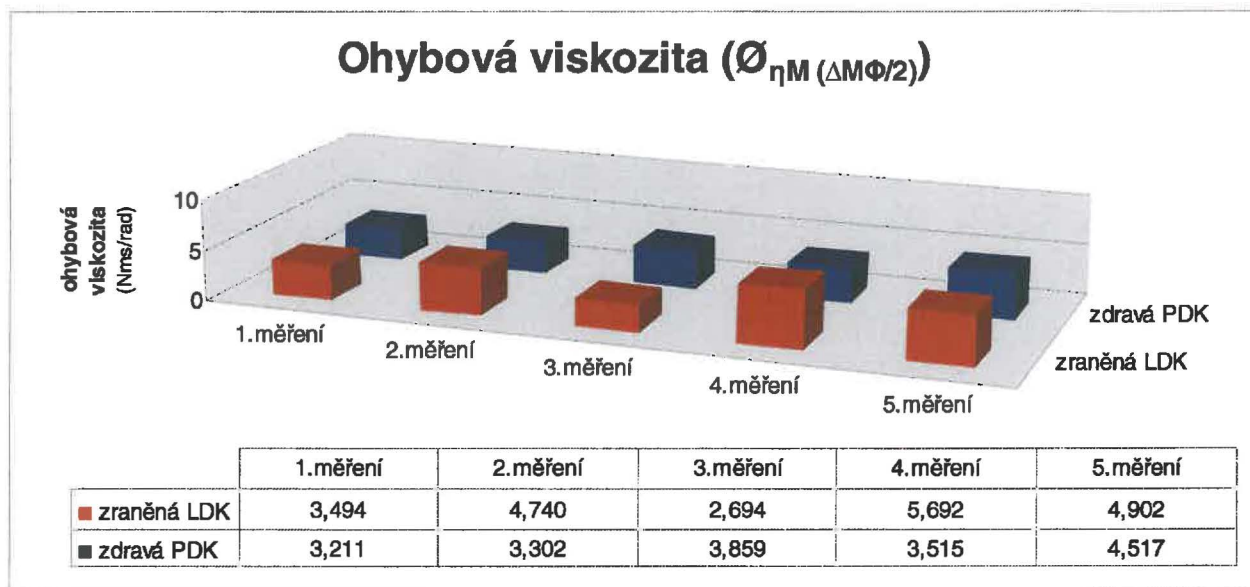
Graf 1 Pacient VM: vývoj tuhosti obou kolenních kloubů.



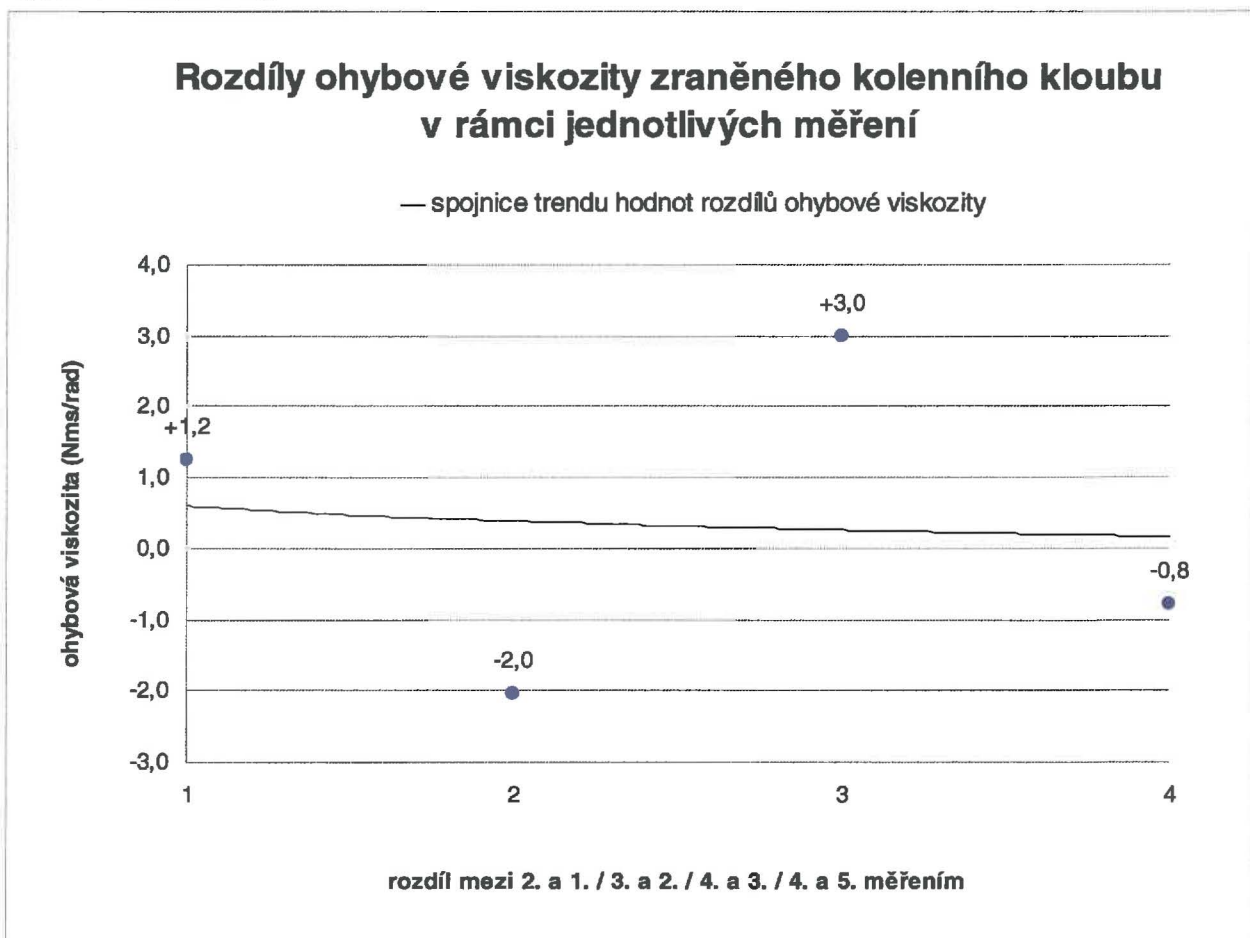
Graf 2 Pacient VM.



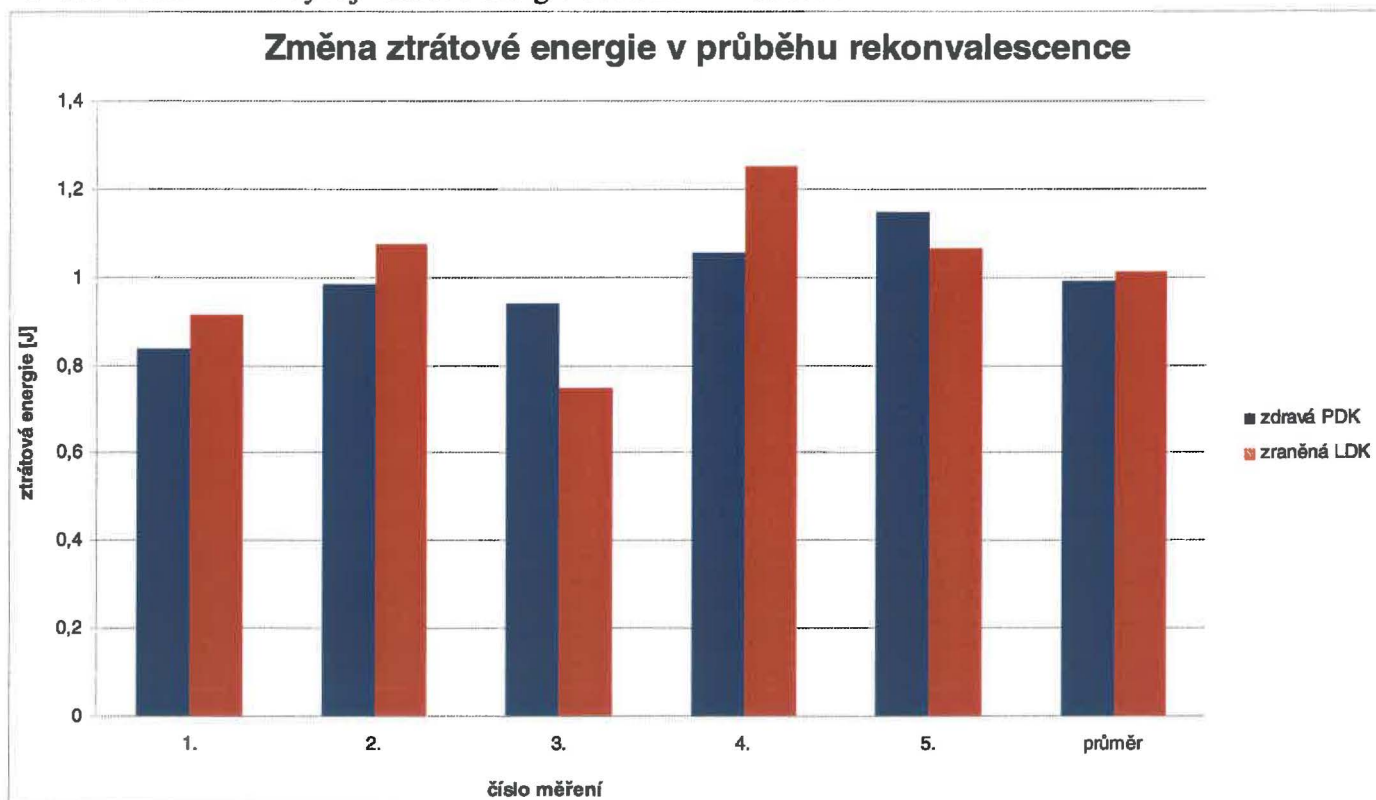
Graf 3 Pacient VM: vývoj ohybové viskozity obou kolenních kloubů.



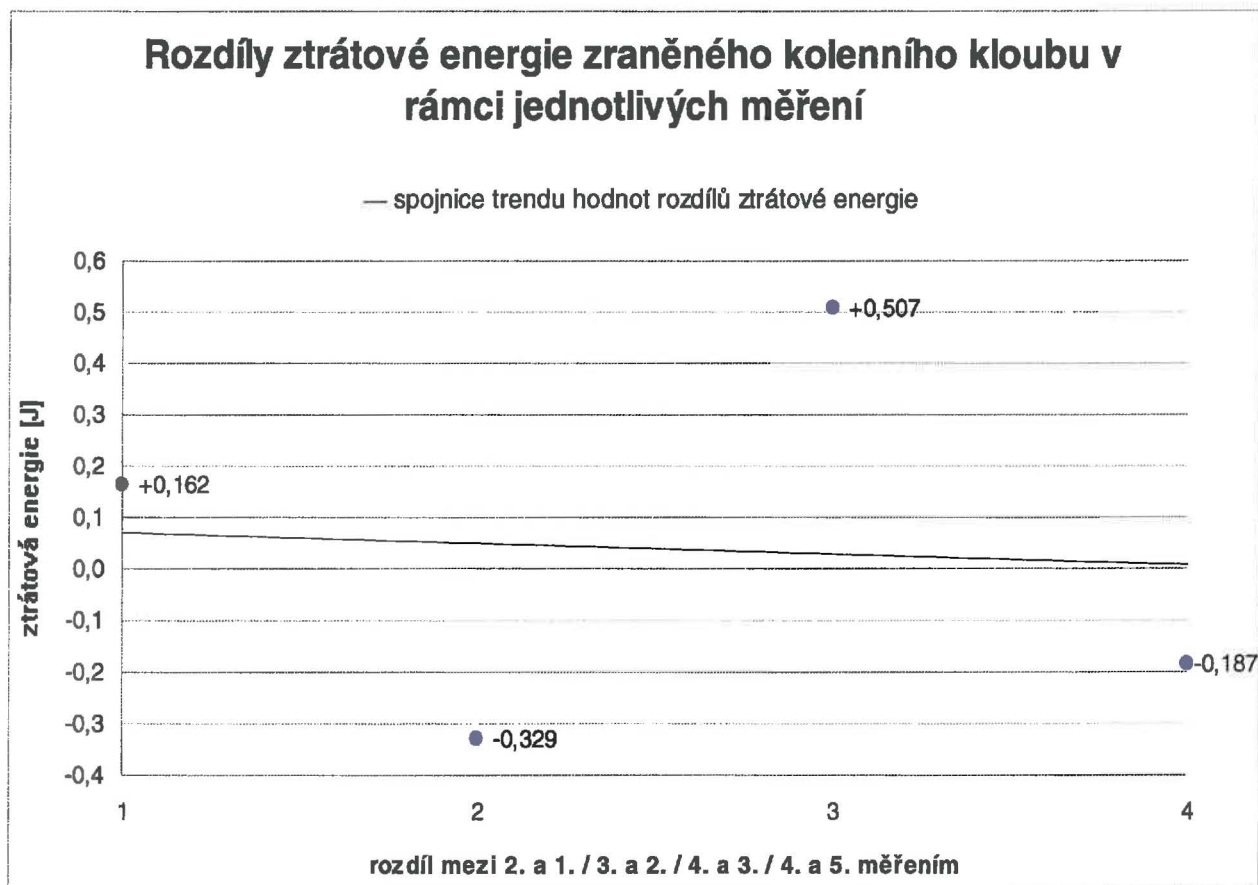
Graf 4 Pacient VM.



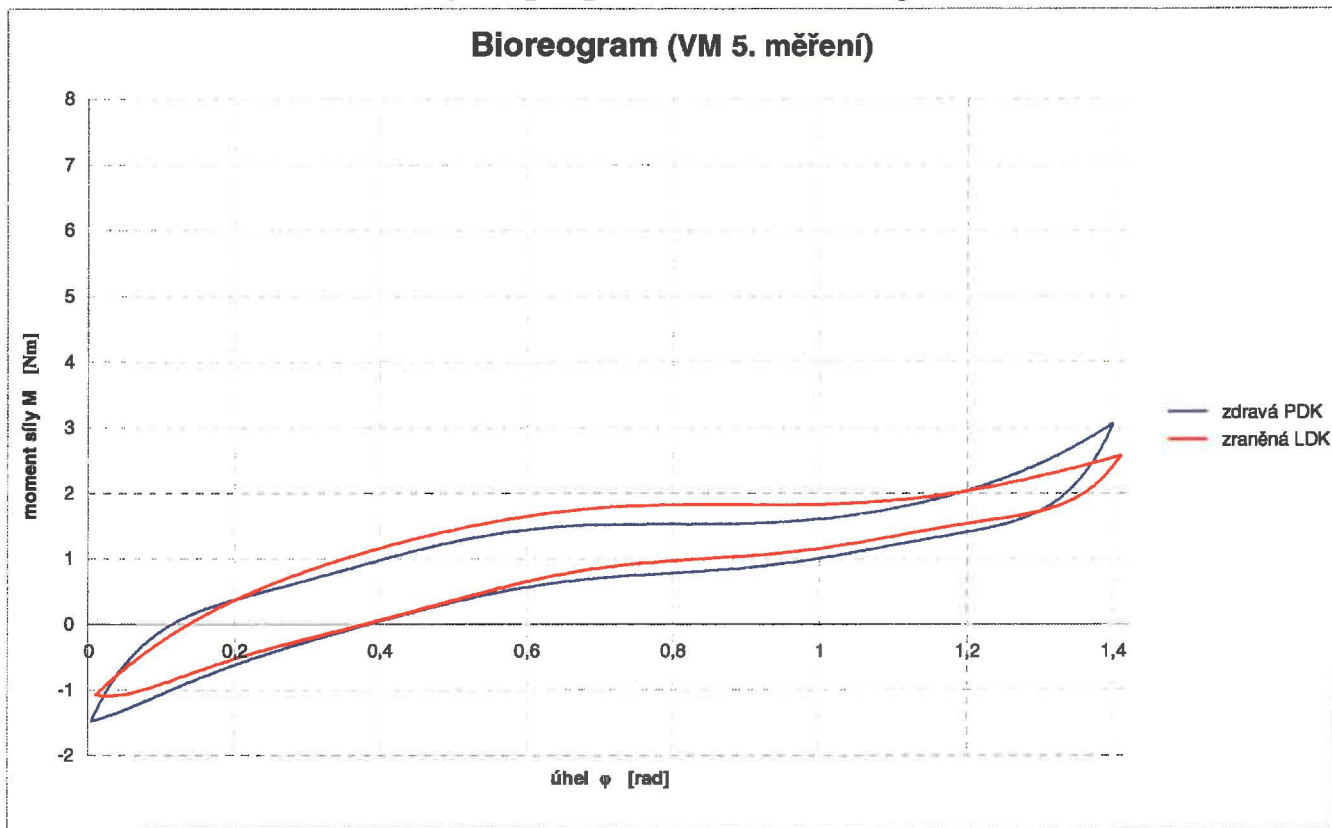
Graf 5 Pacient VM: vývoj ztrátové energie obou kolenních kloubů.



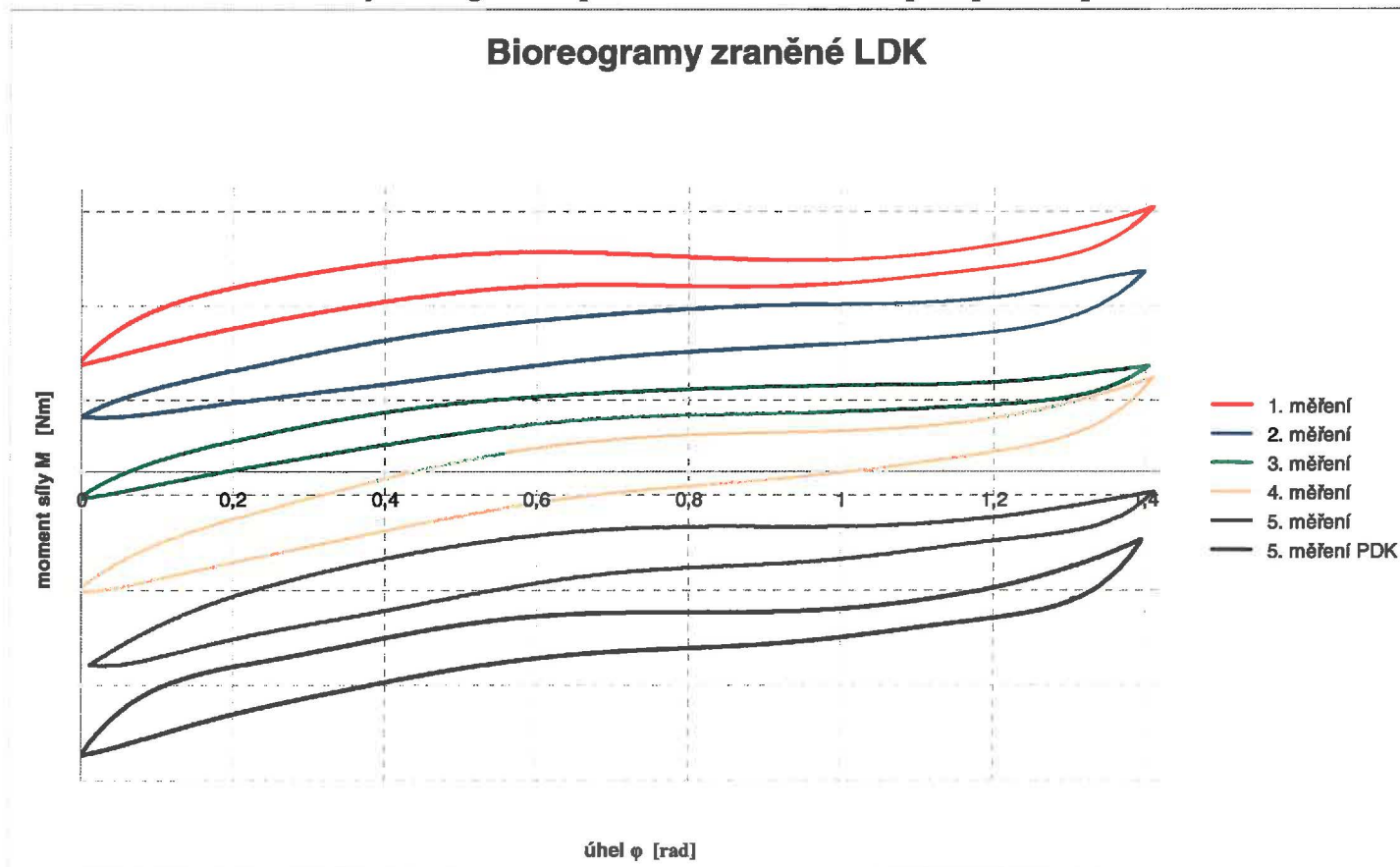
Graf 6 Pacient VM.



Graf 11 Pacient VM: 5. měření 36 týdnů po operaci - srovnání bioreogramů zdravé a zraněné DK.



Graf 12 Pacient VM: změny bioreogramů v průběhu rekonvalescence po ruptuře a operační léčbě PZV.



Z důvodu přehlednosti jsou křivky v grafu 12 záměrně rovnoměrně rozmístěné pod sebou (na ose y) podle jednotlivých měření. Pro srovnání přidávám bioreogram neoperované pravé dolní končetiny získaný posledním měřením.

Na CD přiloženém k této práci jsou uloženy kompletní výsledky měření všech čtyř pacientů. Jsou zde uloženy dva základní soubory nazvané *změřené hodnoty a grafy* a *výsledné hodnoty a grafy*.

V souboru nazvaném *změřené hodnoty a grafy* jsou jednotlivá měření označena např.: VM01L020407, kde VM značí pacienta, následující dvojčíslí měření (01 až 05), písmeno L nebo P označuje levou nebo pravou dolní končetinu a poslední čísla značí datum měření (020407 = 2.4.2007). V rámci jednoho z celkových pěti měření, což znamená 5 cyklů měření, je pro každého pacienta v takto označeném souboru uloženo 5 bioreogramů neboli úhlových závislostí momentu síly, také křivky úhlové závislosti ohybové tuhosti a křivky závislosti viskózní složky ohybového odporu na úhlu flexe a extenze. Vedle grafických znázornění jsou uloženy dva soubory nazvané *vyhodnocení 2* (po zpracování dat Savitzki-Golay filtrem) a *vyhodnocení* (po aproximaci dat polynomem osmého řádu). Ze souboru *vyhodnocení* jsem získala hodnoty všech parametrů popsanych v kapitole 5.1.8 kromě hodnot ztrátové energie, kterou jsem získala ze souboru *vyhodnocení 2*. Všechny hodnoty jsem uspořádala do tabulek. Tyto tabulky a vlastní grafické zpracování bioreogramů a základních parametrů lze najít v již zmiňovaném souboru *výsledné hodnoty a grafy*.

6. DISKUSE

Výsledky všech vyšetření naznačují, že po úspěšné operační léčbě bez pooperačních komplikací a při řádné spolupráci pacientů při fyzioterapii se stav operovaného kolenního kloubu postupně zlepšuje a přibližuje k druhému relativně zdravému kolennímu kloubu.

Lysholmovo skóre zjiřované před operací a po 36. týdnu po operaci potvrdilo kladné ovlivnění funkčnosti zraněného kolenního kloubu operační a fyzioterapeutickou léčbou. Před operací se hodnoty pohybovaly v intervalu 66-84 bodů s průměrnou hodnotou 75,8. Po 36 týdnech po operaci se interval posunul výše do rozmezí hodnot 80-95 bodů s průměrem 88,5. U jednoho pacienta hodnota vzrostla průměrně o 12,75 bodů. Podle 100 bodové stupnice výborného stavu operovaného kolena dosáhl pacient č. 1, dobrého stavu dosáhli pacienti č. 2 a 3 a uspokojivého stavu dosáhl pacient č. 4.

Dle hodnocení výsledků klinického vyšetření a Lysholmova skóre využívaného v některých studiích zabývajících se úspěšností rekonstrukčních operací předního zkříženého vazy by celkového výborného výsledku léčby dosáhli pacienti č. 1 a 3 a dobrého výsledku by dosáhli pacienti č. 2 a 4 (viz. tab. 14). (66)

Tab. 14 Hodnocení výsledků klinického vyř. a Lysholmova skóre. (66)

Výborný	Subj.	Spokojen, neomezen v činnostech, sportuje, "normální koleno"
	Klin. vyř.	Lachmann test - negativní Pivot Shift Test - negativní
	Lysh. sk.	100-90
Dobrý	Subj.	Lehké omezení ve sportu, nemořnost dodřepnout, bolesti v kleku, pocit stability
	Klin. vyř.	Lachmann test +/-, Pivot Shift Test - negativní
	Lysh. sk.	89-80
Dostatečný	Subj.	Občasné bolesti, omezení ve sportu, "problematické koleno", subj. stabilní koleno
	Klin. vyř.	Lachmann test +/++, Pivot Shift Test +
	Lysh. sk.	79 a méně
řpatný	Subj.	Pocit nestability, sport nemořný, bolesti trvalé i při beřných aktivitách
	Klin. vyř.	Lachmann test +, Pivot Shift Test +
	Lysh. sk.	79 a méně

Na otázku zda by se pacient podrobil operaci znovu při stejných předoperačních potížích s druhým kolenem, odpověděli všichni čtyři pacienti kladně.

V průběhu pouhých osmi měsíců po operaci došlo k poměrně výraznému zmenšení předoperačních chronických obtíží pacientů a to díky zvýšení pasivní a aktivní stability kolenního kloubu.

Po operaci byly testy pasivní stability kromě mírně pozitivního předního zásuvkového testu u pacientů č. 1, 2 a 3 na operované straně negativní. U pacienta č. 4 byl mírně pozitivní Lachmanův test.

Předpokládám, že aktivní (dynamická) stabilita operovaného kolenního kloubu se bude nadále zvyšovat za pomoci provádění autoterapie či sportovních tréninků a díky rozvoji senzitivních kompenzačních mechanismů okolních struktur. (34)

V mnoha publikovaných pracích je hodnocen velmi častý problém dlouhodobě přetrvávající bolestivosti či parestézií v oblasti tuberositas tibiae po odběru BTB štěpu znemožňující pohodlný klek. Je udáváno, že se tomu dá předejít pouze použitím kadaverózního štěpu nebo technikou s využitím šlachy m. semitendinosus. (34) Já jsem se pokusila zachytit vývoj intenzity bolesti zraněného a později operovaného kolenního kloubu při chůzi po rovině pomocí vizuální analogové škály pro měření bolesti. Nejvyšší intenzitu bolesti pacienti udávali při kontrolním vyšetření po 3. týdnu po operaci (u pacienta č. 4 to byla druhá nejvyšší intenzita bolesti) a to v odběrovém místě štěpu bez ohledu na to, zda se jednalo o ligamentum patellae či šlachy m. semitendinosus. Lokalizace bolesti se poté již nezměnila. Všichni čtyři pacienti při výstupním vyšetření po uplynutí 36. týdne po operaci udávali nulovou intenzitu bolesti při chůzi po rovině i při kleku a zvýšení intenzity bolesti při zátěži (př. běh, chůze z kopce) a po ní o 1-2 stupně.

V literatuře je popsáno, že u osob s poškozením předního zkříženého vazy a po jeho rekonstrukci dochází ke snížení multimodální aference kolenního kloubu a to až o 70%, přičemž pooperačně se dá zlepšit jen částečně. Dlouhodobé pooperační výsledky pak úzce korelují se stavem propiocepce. (61) Tomu odpovídají i mé výsledky.

Hluboké čítí jsem testovala mnohými zkouškami (poloho a pohybovit, kreslení nohou, Funkční test nohy dle Véleho, stoj na jedné DK apod.). Na postižené dolní končetině u všech pacientů bylo operační léčbou a s ní spojeným otokem a bolestí

alterováno a nepodařilo se ho ani četným prováděním fyzioterapeutických metod založených na neurofyziologickém podkladě beze zbytku upravit do původního stavu.

V důsledku změn aference tonus a trofika svalů na operované dolní končetině po operaci výrazně poklesly. V případě odběru BTB štěpu došlo k výraznému snížení svalového tonu a trofiky m. quadriceps femoris, zejména pak m. vastus medialis. U pacienta č. 3 díky odběru štěpu ze šlachy m. semitendinosus nebyla kromě m. vastus medialis trofika tohoto svalu výrazněji snížena, ale došlo ke snížení trofiky a tonu ischiokrurálních svalů. Trofika svalstva na operované dolní končetině byla u všech pacientů i přes četné fyzioterapeutické intervence a autoterapeutický program mírně snížena i po osmi měsících po operaci. K objektivizaci těchto změn přispělo antropometrické vyšetření, které zachytilo i vývoj a ústup pooperačního otoku.

Klinická vyšetření popsala pomocí statických, dynamických i měrných testů další reaktivní a adaptační mechanismy pohybového aparátu.

Například je zajímavé sledovat změny postavení pánve ve stoji. U všech pacientů došlo v časně pooperační fázi k sešikmění pánve dolů na stranu operované dolní končetiny. U tří pacientů se toto postavení upravilo k normě do 24. týdne po operaci. U pacienta č. 4 se sešikmění pánve v průběhu osmi měsíců po operaci nepodařilo ovlivnit.

Pomocí vyšetření stoje na dvou vahách jsem mohla sledovat symetrii zatěžování dolních končetin. Všichni pacienti v celém průběhu sledování po operaci stále, i když velmi mírně, odlehčovali operovanou dolní končetinu. U všech pacientů také došlo ke snížení podélné klenby neoperované dolní končetiny.

Stabilita stoje na operované dolní končetině byla u všech pacientů 10 týdnů po operaci snížena, ale do 24. týdne se výrazně zlepšila.

U žádného pacienta se nevyskytly potíže s dosažením plné extenze operovaného kolenního kloubu do 3. týdne po operaci. Aktivní a pasivní rozsahy pohybů operovaného kolenního kloubu se u všech pacientů upravily do 24. týdne po operaci. Po osmi měsících po operaci byl pasivní rozsah pohybu operovaného kolena oproti druhé straně nepatrně větší.

V průběhu sledování pacientů jsem prováděla řadu dalších funkčních zkoušek a plyometrických testů. Podle jejich výsledků lze rozeznat interindividuální rozdíly

v postupu léčby a zdatnosti operovaného kloubu jednotlivých pacientů. Všechny zkoušky s postupem času vykazovaly nemalá zlepšení.

Tři pacienti měli při běhu v období před operací bolesti zraněného kolenního kloubu, pacient č. 4 ze strachu z givng way fenoménu běh ani nezkoušel. Po operaci jsem běh testovala nejdříve po 24. týdnu po operaci, kdy pomalý běh nedělal žádnému pacientovi potíže.

Zachytila jsem také časová rozmezí návratu pacientů k původním pohybovým a dalším aktivitám.

Přechod z chůze o dvou francouzských holích na chůzi bez opory proběhl u všech pacientů bez větších potíží v průměru okolo 5. týdne po operaci. Stereotyp chůze byl poté u všech asymetrický s odlehčováním operované dolní končetiny a lehkým napadáním na neoperovanou, což se upravilo do 24. týdne po operaci.

K řízení auta se pacienti vrátili v průměru po 7,75 týdnech po operaci.

Do zaměstnání začali docházet v průměru po 7,25 týdnech po operaci.

Ke svému oblíbenému sportu, který intenzivně prováděli před rupturou předního zkříženého vazy a méně často po jeho ruptuře, se pacienti č. 1, 2 a 3 navrátili v průměru po 24,3 týdnech (cca 5,5 měsíce) po operaci v submaximální intenzitě zátěže. Pacient č. 4 před operací ani po uplynutí osmi měsíců po operaci nesportoval. I přes úspěšnou léčbu bych tomuto pacientovi intenzivní sport (zejména rizikové druhy sportu - fotbal aj.) nedoporučovala a to pro odhalené počínající artrotické změny v operovaném kolenním kloubu.

Bioreometrické vyšetření umožňuje vizuální zhodnocení změn reologických vlastností operovaného kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence a srovnání s druhým relativně zdravým kolenním kloubem. Bioreogramy zraněných kolenních kloubů vykazují změny v tvaru (asymetrie), strmosti i obsahu (tzn. ztrátová energie) v průběhu sledování v čase. Dále se mění křivky úhlové závislosti ohybové tuhosti a křivky závislosti ohybové viskozity na úhlu flexe a extenze (na přiloženém CD). Dochází také ke změnám tuhosti kolena.

Na uvedených výsledcích pro pacienta č. 1 (VM) si lze některých změn povšimnout:

Tuhost kolenního kloubu po operaci prudce klesla, poté se měla tendenci navracet k původním hodnotám. K nejvyššímu nárůstu tuhosti došlo mezi 3. a 4. měřením.

Jelikož tato veličina v experimentálním reologickém modelu představuje elastický prvek, vysvětlením by mohla být pooperační hypotonie a hypotrofie svalů obklopujících kolenní kloub a opětovné postupné zvyšování jejich svalového tonu a trofiky (nejvýrazněji tedy mezi 10. a 24. týdnem po operaci).

Ohybová viskozita operovaného kolenního kloubu, veličina zastupující viskózní prvek experimentálního reologického modelu, měla kolísavý průběh. Po 3 týdnech po operaci byla výrazně vyšší (lze předpokládat zvýšení viskózních a disipativních faktorů v rámci pooperačního otoku), po 10 týdnech po operaci významně klesla (ústup otoku), poté opět dosti narostla a mírně klesla (dohadem příčiny může být například opětovné intenzivnější zatížení kolenního kloubu sportem).

Ztrátová energie operovaného kolenního kloubu měla v průběhu rekonvalescence kolísavý charakter. Nejvyšší hodnota byla zaznamenána po uplynutí 24. týdne po operaci. Disipovaná energie neporaněného kolenního kloubu byla v celém pooperačním období vyšší než před operací. Mohlo to být způsobené jejím přetěžováním. Po 36 týdnech po operaci byla ztrátová energie oproti předoperačnímu období bilaterálně vyšší.

Bioreogramy nezraněného kolenního kloubu si v celém období sledování ponechaly svůj charakter (s výjimkou 4. měření, nelze opominout významnou závislost vlastností biologických struktur na okamžitém stavu jedince). Bioreogramy zraněného kolenního kloubu vykazovaly změny v tvaru, strmosti i obsahu v průběhu sledování v čase. Lze vyzorovat mírnou tendenci k postupné podobnosti křivkám neoperovaného kolenního kloubu, což značí pozitivní efekt terapie.

Při srovnání výsledků bioreometrického vyšetření všech čtyř pacientů jsou patrné významné rozdíly. Potvrzuje to fakt, že vlastnosti biologických struktur jsou výrazně interindividuální a závislé na okamžitém stavu jedince a na jeho komplexní historii. (81)

Tvar bioreogramů, tzn. hodnoty hledaných parametrů, jsou dány vlastnostmi a funkcí tkáňových komponent. Elastické prvky (svaly, vazy, kloubní pouzdro) se při pohybu napínají nestejně (viz. kapitola 4.5.3). Viskózní prvky (synoviální tekutina, chrupavky, třecí faktory) udávají plochu bioreogramu. Svůj vliv samozřejmě mají i ostatní tkáňové struktury (kůže, podkoží, cévní a nervové struktury, bursy apod.).

Protože do oblasti kolenního kloubu zasahují dvoukloubové svaly, je tvar křivek ovlivněn i polohou sousedních kloubů.

Experimentální měření metodou bioreometrie je ve stádiu hledání normy a plného významu měřených veličin pro zdravý kolenní kloub jako celku. Prozatím nelze s určitostí oddělit vliv jednotlivých tkáňových komponent a přiřadit ho k měnícím se tvarům bioreogramů. Proto mnou využitá aplikace na kolenní kloub postižený rupturou předního zkříženého vazy neumožňuje vyčerpávající rozbor uvedených číselných a grafických výsledků měření.

Výsledky měření metodou bioreometrie jsou ovlivněny chybami. Pro příklad lze uvést nemožnost zajištění zcela stejné vyšetřovací polohy a dokonalé relaxace pacienta nebo stejné historie zátěže před každým měřením. Výhodou je však snadná opakovatelnost měření a větší počet cyklů v rámci jednoho měření.

Podobně i ostatní prováděná vyšetření a měření jsou ovlivněná chybami, klinická vyšetření jsou zatížena zejména chybou subjektivní.

7. ZÁVĚR

V práci byly pomocí obsáhlých klinických vyšetření zachyceny reaktivní a adaptační mechanismy pohybového aparátu na operační intervenci ruptury předního zkříženého vazy a dlouhodobou fyzioterapeutickou léčbu.

Měření metodou bioreometrie odhalilo změny reologických vlastností kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence výzkumného souboru pacientů. Sledovanými parametry byla tuhost kolenního kloubu, ohybová viskozita a ztrátová energie.

Vizuální analogovou škálou pro měření bolesti byl zaznamenán vývoj intenzity bolesti zraněného a později operovaného kolenního kloubu při chůzi po rovině.

Byla sledována pooperační doba návratu pacientů ke sportovním aktivitám a všedním denním činnostem (chůze bez opory, řízení auta, návrat do zaměstnání).

Pomocí Lysholmova skóre byl zhodnocen efekt operační i vlastní fyzioterapeutické léčby.

V teoretické části práce byly shrnuty relevantní interdisciplinární poznatky týkající se problematiky ruptury předního zkříženého vazy. Byla zdůrazněna role propriocepce v prevenci i terapii poranění předního zkříženého vazy.

Protože rekonstrukční operace předního zkříženého vazy u všech pacientů proběhla úspěšně, v průběhu léčby nenastaly žádné závažné komplikace a pacienti během fyzioterapeutické léčby řádně spolupracovali, lze vzhledem ke stanoveným hypotézám uvést následující.

Hypotéza č. 1 je potvrzena.

Bioreometrií získané hodnoty dílčích a konečných parametrů (jejich popis v kap. 5.1.8) a tvary bioreogramů (viz. výsledky v kap. 5.2.3 a na přiloženém CD) zraněného a druhého relativně zdravého kolenního kloubu se liší ve všech fázích rekonvalescence u všech pacientů, tzn. před operací, po 3, 10, 24 i 36 týdnech po rekonstrukční operaci předního zkříženého vazy.

Hypotéza č. 2 je částečně potvrzena.

Bioreogramy zraněného kolenního kloubu mají jiný charakter před rekonstrukcí předního zkříženého vazy a po jeho rekonstrukci v různých fázích rekonvalescence. Lze také vyzorovat mírnou tendenci k postupné podobnosti křivkám druhé relativně zdravé dolní končetiny. Vzhledem k ne zcela stálému tvaru bioreogramů neoperovaného kolenního kloubu však nelze tvrdit, že by se křivky operované dolní končetiny tvarově těmto křivkám významněji přibližovaly. Proto by bylo výhodné křivky porovnávat s referenčním (normativním) bioreogramem. Jeho nalezení by mělo být cílem probíhajících nebo budoucích studií.

Hypotéza č. 3 je zcela potvrzena.

Lysholmovo skóre zjištěné před operací je u všech pacientů nižší než skóre získané po 36 týdnech po operaci. Poukazuje to na úspěšnost operační a fyzioterapeutické léčby.

Hypotéza č. 4 je pouze částečně potvrzena.

Pacienti č. 1, 2 a 3 se průměrně od 5,5 měsíce postupně navraceli ke svému oblíbenému sportu, který intenzivně prováděli před rupturou předního zkříženého vazy a méně často po jeho ruptuře. Pacient č. 4 se po úrazu a po jeho úspěšné operační a fyzioterapeutické léčbě ke sportu do konce výzkumu nevrátil.

Odhalení reaktivních a adaptačních mechanismů na úrovni pohybového aparátu během dlouhodobého sledování rekonvalescence pacientů po ruptuře předního zkříženého vazy řešené intraartikulární rekonstrukcí může přispět například k sestavení optimálního terapeutického programu pro tuto diagnózu.

K umožnění podrobnější analýzy dat získaných měření metodou bioreometrie by mohly vést další studie, pro které by archivovaná data této práce na přiloženém CD mohla být cenným podkladem. Tento způsob neinvazivního vyšetření kolenních kloubů se stále vyvíjí. Hledání plného významu měřených dat a jejich interpretace či nalezení referenčního bioreogramu, který by představoval jakousi srovnávací normu, by mělo být cílem budoucích studií.

8. Seznam použité literatury

1. ALMEKINDERS, L. C., PANDARINATH, R. and RAHUSEN, F. T. Knee stability following anterior cruciate ligament rupture and surgery. The contribution of irreducible tibial subluxation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2004, Vol. 86-A, No. 5, p. 983.
2. ALKJAER, T., SIMONSEN, E. B., JORGENSEN, U. and DYHRE-POULSEN, P. Evaluation of the walking pattern in two types of patients with anterior cruciate ligament deficiency: copers and non-copers. *European journal of applied physiology*, 2003, Vol. 89, No. 3-4, p. 301-308.
3. ANDREW, B. L. The sensory innervation of the medial ligament of the knee joint. *J. Physiol.*, London, 1954, Vol. 123, p. 241. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
4. ANDRTOVÁ, M., CHLUPATÁ, I. Rehabilitace po sutuře LCA. *Acta Chir. Orthop. Traum. Českoslov.*, 1994, Vol. 61, p. 101-102.
5. ARMS, S., BOYLE, J., JOHNSON, R. and POPE, M. et al. Strain measurements in the medial collateral ligament of the human knee. An autopsy study. *Journal of Biomechanics*, 1983, Vol. 16, p. 491-496.
6. BARTONÍČEK, J. a kol. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. Praha : Avicenum, 1991. 249 s. ISBN 80-201-0151-9
7. BEUTLER, A. I. et al. Electromyographic Analysis of Single-Leg, Closed Chain Exercises: Implications for Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic Training.*, 2002, Vol. 37, No. 1, p. 13-18.
8. BONFIM, T. R., PACCOLA, C. A. J. and BARELA, J. A. Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2003, Vol. 84, p. 1217.
9. BROOKS, M., EVANS, R. and FAIRCLOUGH, J. *Sports injuries*. London : Gower Medical Publishing, 1992. 119 s. ISBN 1-56375-512-2
10. BRUNSTRÖM, S. *Clinical Kinesiology*. Philadelphia : F. A. Davis, 1972.

11. CAPKO, J. *Základy fizeiatrické léčby*. Praha : Grada Publishing, 1998. 394 s. ISBN: 80-7169-341-3.
12. COHEN, R.E., HROLEY, C. J. and McCURM, N. G. Viscoelastic creep of collagenous tissue. *Journal of Biomechanics*, 1976, Vol. 9, p. 175-184.
13. COLBY, S., FRANCISCO, Y. B. et al. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: Implications for anterior cruciate ligament injury. *Am. J. Sports Med.*, 2000, Vol. 28, p. 234-240.
14. ČECH, O., SOSNA, A. a BARTONÍČEK, J. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha : Avicenum, 1986.
15. ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5
16. DeBOER, R. W. et al. Moments of force, power and muscle coordination in speed-skating. *Int J Sports Med.*, 1987, Vol. 8, No. 6, p. 371-8.
17. DECKER, M. J., TORRY, M. R., NOONAN, T. J. et al. Gait retraining after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2004, Vol. 85, p. 848-856.
18. DEFRATE, L. E., RUBASH, H. E., GILL, T. J. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 2000, Vol. 23, No. 2, p. 340-344.
19. DEVITA, P., HORTOBAGYI, T. and BARRIER, J. Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1998, Vol. 30, No. 10, p. 1481-1488.
20. DIENST, M., BURKS, R. T. and GREIS, P. E. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop. Clin. N. Am.*, 2002, Vol. 33, p. 605-620.
21. DUNGL, P. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0550-8
22. DYLEVSKÝ, I., KUBÁLKOVÁ, L. a NAVRÁTIL, L. *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. Praha : Manus, 2001. ISBN 80-902318-8-8
23. FEHNEL, D. J. and JOHNSON, R. Anterior Cruciate Injuries in the Skeletally Immature Athlete. A Review of Treatment Outcomes. *Sports Med.*, 2000, Vol. 29, No. 1, p. 51-63.

24. FENEIS, H. *Anatomický obrazový slovník*. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 1996. 464 s. ISBN 80-7169-197-6
25. FERRELL, W. R. The adequacy of stretch receptors in the cat knee joint for signaling joint angle throughout a full range of movement. *J. Physiol.*, London, 1980, Vol. 299, p. 85. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
26. FINERMAN, G. A. M., NOYES, F. R. *Biology and biomechanics of the traumatized synovial joint : the knee as a model*. Rosemont : American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1992. 597 s. ISBN 0-89203-070-4
27. FREEMAN, M. A. R., WYKE, B. Articular contributions to limb muscle reflexes. The effects of partial neurectomy of the knee joint on postural reflexes. *Br. J. Surg.*, 1966, Vol. 53, p. 61. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
28. FREEMAN, M. A. R., WYKE, B. Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br. J. Surg.*, 1967, Vol. 54, p. 990. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
29. FREEMAN, B. J., ROOKER, G. D. Spontaneous rupture of the anterior cruciate ligament after anabolic steroids. *British journal of sports medicine*, 1995. Vol. 29, No. 4., p. 274-5.
30. FUSS, F. K. Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *Am. J. Anat.*, 1989, Vol. 184, p. 165. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.

31. GOMEZ, M. A. *The physiology and biochemistry of soft tissue healing*. In GRIFFIN, L. Y. (editor). *Rehabilitation of the Injured Knee*. 2nd Edition, St. Louis : Mosby. 1995, p. 34. ISBN 0-8016-7556-1
32. GROSS, J. M. et al. *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha : Triton, 2005. 499 s. ISBN 80-7254-720-8
33. HARMON, K. G., IRELAND, M. L. Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Clin. Sports Med.*, 2000, Vol. 19, p. 287-302.
34. HARTER, R. A. et al. Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior ligament insufficiency. *Am. J. Sports Med.*, 1988, Vol. 16, p. 434. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
35. HAVRÁNEK, A. *Úvod do bioreologie*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1445-8.
36. HAVRÁNEK, A. Ústní sdělení. FTVS UK Praha, 2008.
37. HEWETT, T. E. et al. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes. *Am. J. Sports Med.*, 2005, Vol. 8.
38. HEWETT, T. E., MYER, G. D. and FORD, K. R. Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes. Part 1, Mechanisms and Risk factors. *Am. J. Sports Med.*, 2006, Vol. 34, No. 2, p. 299- 311.
39. HRUŠKA, R. Pelvic stability: influences lower-extremity kinematics. *Biomechanics*, 1998, Vol. 5, No. 24.
40. HUSTON, L. J., GREENFIELD, M. L. and WOJTYŚ, E. M. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete: Potential risk factors. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 2000, 372, p. 50-63.
41. CHALOUPKA, R. a kol. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. 1. vyd., Brno : IDVPZ, 2001. ISBN 80-7013-341-4
42. CHMIELEWSKI, T. L., HURD, W. J. RUDOLPH, K. S. et al. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after

- complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Physical Therapy*, 2005, Vol. 85, No. 8, p. 740-752.
43. IRELAND, M. L. The female ACL: why is it more prone to injury? *Orthop. Clin. N. Am.*, 2002, Vol. 33, p. 637-651.
 44. JANDA, V., PAVLŮ, D. *Goniometrie*. Brno : IPVZ, 1993. 108 s. ISBN 80-7013-160-8
 45. JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Actions on γ -motoneurons elicited by electrical stimulation of joint afferent fibres in the hind limb of the cat. *J. Physiol.*, London, 1986, 375, p. 137. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
 46. JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Activity in receptor afferents from anterior cruciate ligament evokes reflex affects on fusimotor neurones. *Neurosci. Res.*, 1990, Vol. 8, p. 54. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
 47. JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
 48. JOMHA, N. M. and BORTON, D. C. Long term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Clinical Orthopaedics and related Research*, 1999, 358, p. 188-193.
 49. JONES, R. S. et al. Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. *Clinical Biomechanics*, 1995, Vol. 10, No. 7, p. 339-344.
 50. JONES, H. P., APPLEYARD, R. C., MAHAJAN, S. and MURRELL, G. A. C. Meniscal and Chondral Loss in the Anterior Cruciate Ligament Injured Knee. *Sports Med.*, 2003, Vol. 33, No. 14, p. 1075-1089.
 51. KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints. Volume 2 - Lower Limb*. NY, 1987. ISBN 0-443-03618-7

52. KONISHI, Y., FUKUBAYASHI, T. and TAKESHITA, D. Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2002, Vol. 34, No. 9, p. 1414-1418.
53. KUBOVÝ, P. Záměrný světelný kříž bioreometru - ústní sdělení. FTVS UK Praha, 2007.
54. KVIST, J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury. *Sports Med.*, 2004, Vol. 34, No. 4, p. 269-280.
55. LÁNIK, V. *Kineziológia*. 1.vyd., Osveta, 1990. ISBN 80-217-0136-6
56. LIORZOU, G. *Knee Ligaments. Clinical Examination*. Berlin : Springer-Verlag Berlin, 1991.
57. LIPENSKÝ, R. Nestabilní koleno s insuficiencí předního zkříženého vazů. *Med. Rev.*, 1997, Roč. 4, č. 7/8, s. 7-8.
58. LISTRAAT, V., AYRAL, X., PATARNALO, T. et al. Arthroscopic evaluation of potential structure modifying activity of Hyaluronan in osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage*, 1997, Vol. 5, p. 153-160.
59. LYSHOLM, J., GILLQUIST, J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Amer. J. Sports Med.*, 1982, Vol. 10, p. 150-154.
60. MAŠÁT, P., TRČ, T., DYLEVSKÝ, I. a HAVLAS, V. Zhodnocení dlouhodobých výsledků operací náhrad LCA kolenního kloubu klinicky a pomocí rollimetru. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čechosl.*, 2005, Roč. 72, s. 32-37.
61. MAYER, M. Poškození měkkých struktur kolenního kloubu jako důsledek poruch motorického řízení. Principy rehabilitace. *Rehabilitácia*, 2003, Vol. XL, No. 1, p. 8-16.
62. McLEAN, S. G. et al. Knee joint kinematics during sidestep cutting maneuver: potential for injury in women. *Med. Sci. Sports Ex.*, 1999, Vol. 31, p. 958-968.
63. MUCHA, C. Rehabilitácia pri lézii predného skříženého väzu kolena. *Rehabilitácia*, 2000, Vol. 33, No. 1.
64. MÜLLER, W. *The Knee: form, function and ligament reconstruction*. Berlin : Springer, 1983. ISBN 3-540-10337-6

65. MUSIL, D., SADOVSKÝ, P. a STEHLÍK, J. Reoperace předního zkříženého vazů kadaverózním B-T-B štěpem. *Acta Chir. Orthop. Traum. Českoslov.*, 2005, Roč. 72, č. 5, s. 297-303.
66. MUSIL, D., FILIP, L., VODIČKA, Z., STEHLÍK, J. a SADOVSKÝ, P. Rekonstrukce předního zkříženého vazů: srovnání metod B-T-B a šlachami hamstringů. Část 1: Rekonstrukce předního zkříženého vazů B-T-B technikou - hodnocení našeho souboru. *Acta Chir. Orthop. Traum. Českoslov.*, 2005, Roč. 72, č. 4, s. 235-238.
67. MYKLEBUST, G. and BAHR, R. Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *Br. J. Sports Med.*, 2005, Vol. 39, p. 127-131.
68. NEDOMA, J. a kol. *Biomedicínská informatika II. Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha : Nakladatelství Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1227-5
69. NÝDRLE, M., VESELÁ, H. *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu*. 1. vyd., Brno : IDVPZ, 1992. ISBN 80-7013-128-4
70. OTÁHAL, S., KARAS, V. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha : Univerzita Karlova, 1991. 234 s. ISBN 80-7066-514-9
71. PAGNANI, M. J. et al. Anatomic considerations in harvesting the semitendinosus and gracilis tendons and a technique of harvest. *Am. J. Sports Med.*, 1993, Vol. 21, p. 568.
72. PAŠA, L., POKORNÝ, V. a VIŠŇA, P. Poranění předního zkříženého vazů. *Sanquis*, 2002, 22/23, s. 42-44.
73. PODŠKUBKA, A., ADAMČO, I. a STAŠA, M. Artroskopická náhrada předního zkříženého vazů volným štěpem z ligamentum patellae transtibiální technikou. *Acta Chir. Orthop. Traum. Českoslov.*, 1996, Vol. 63, p. 284-293.
74. PODŠKUBKA, A., KASAL, T., VACULÍK, J., KRYSTLÍK, Z. Artroskopická rekonstrukce předního zkříženého vazů transtibiální technikou štěpem z lig. patellae - výsledky po 5 až 6 letech. *Acta Chir. Orthop. Traum. Česosl.* 2002, Roč. 69, č. 3, s. 169-174.
75. POKORNÝ, V., PAŠA, L. Diferencovaný přístup k ošetřování akutních ruptur předního zkříženého vazů. *Úraz. Chir.*, 2003, Roč. 11, č. 1, s. 9-17.

76. POLANSKÝ, B. Rehabilitácia kolena po operácii ligamentum cruciatae v izokinetickom režime. *Rehabilitácia*, 2005, Vol. 42, No. 1, p. 3-8.
77. POPE, M. H. et al. The role of the musculature in injuries to the medial collateral ligaments. *J. Bone Joint Surg.*, 1979, 61A, p. 398. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
78. PROKEŠOVÁ, M., TVRDÍKOVÁ, H., NOVÁK, P. *Measurement of reologic properties of the knee joint and dependance of the results on the direction of the load*. [ed.] Kušová, S., Chalupová, M., Otáhal, J., Jelen, K. Proceedings of international conference on Biomechanics of Man 2002. 2002, p. 134-137. ISBN 80-86317-23-4
79. RADCLIFFE, J. C., FARENTINOS, R. C. *High-powered Plyometrics*. USA : Human Kinetics, 1999. ISBN 0-88011-784-2
80. REID, A., BIRMINGHAM, T. B., STRATFORD, P. W. et al. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy*, 2007, Vol. 87, No. 3, p. 337-349.
81. ŘÍHA, M., PROKEŠOVÁ, M. *Reologie kloubu*. Biomechanics, Biofluidics and Alternative Biomaterial Solutions. Praha, 2006, s. 43-44. ISBN 80-86317-40-4
82. SADOVSKÝ, P. et al. Rekonstrukce předního zkříženého vazů: srovnání metod B-T-B a šlachami hamstringů. Část 2: Rekonstrukce předního zkříženého vazů - hamstringy - Rigidfix. *Acta Chir. Orthop. Traum. Českoslov.*, 2005, Roč. 72, č. 4, s. 239-245.
83. SADOVSKÝ, P., MUSIL, D. and STEHLÍK, J. Použití alogenních štěpů v chirurgii zkřížených vazů kolenního kloubu - část 1. *Acta Chir. Orthop. Traum. Českoslov.*, 2005, Roč. 72, č. 5, s. 293-296.
84. SCOTT, W. N. *The Knee*. USA : Mosby, 1994. ISBN 0-8016-6613-9
85. SHEA, K. G., APEL, P. J. and PFEIFFER, R. P. Anterior cruciate ligament injury in paediatric and adolescent patients. A review of basic science and clinical research. *Sports Med.*, 2003, Vol. 33, No. 6, p. 455.

86. SKOGLUND, S. Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat. *Acta Physiol. Scand.*, 1956, 36 (Suppl. 124), 1. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
87. SLAUTERBECK, J. R. and HARDY, D. M. Sex hormones and knee ligament injuries in female athletes. *The American Journal of the Medical Sciences*, 2001, Vol. 322, No. 4, p. 196-199.
88. SOLOMONOW, M. et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am. J. Sports Med.*, 1987, Vol. 15, No. 3, p. 207-213. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
89. SOSNA, A. a kol. *Základy ortopedie*. Praha : Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8
90. ŠKOLNÍKOVÁ, B. Komplexná rehabilitačná liečba po úrazoch mäkkého kolena v NRC Kováčová. *Rehabilitácia*, 2000, Vol. 33, No. 1.
91. TEGNER, Y. et al. Two-year follow-up of conservative treatment of knee ligament injuries. *Acta Orthop. Scand.*, 1984, Vol. 55, p. 176. In JOHANSSON, H., SJÖLANDER, P. and SOJKA, P. Receptors in the Knee Joint Ligaments and their Role in the Biomechanics of the Joint. *Biomedical Engineering*, 1991, Vol. 18, No. 5, p. 341-368.
92. THŮR, H., Mayr, H. Je silový tréning účinnou liečbou pri bolestiach a poškodení predného skríženého väzu? *Rehabilitácia*, 1999, Vol. 32, No. 3.
93. TILLMAN, M. D., BAUER, J. A., CAURAUGH, J. H. and TRIMBLE, M. H. Differences in lower extremity alignment between males and females. Potential predisposing factors for knee injury. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 2005, Vol. 45, No. 3, p. 355-359.
94. TRIA, A. J., KLEIN, K. S. *Illustrated guide to the knee*. New York : Churchill Livingstone, 1991.
95. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 1997. 272 s. ISBN 80-7169-256-5.

96. WILLIAMS, G. N., BARRANCE, P. J., SNYDER-MACKLER, L. et al. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopaedic Research*, 2003, Vol. 21, p. 1131-1137.
97. WILLIAMS, G. N., BARRANCE, P. J., SNYDER-MACKLER, L. et al. Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2004, Vol. 36, No. 7, p. 1089-1097.
98. WINTER, E. M., BROOKES, F. B. C. Electromechanical response times and muscle elasticity in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 1991, 63, p. 124-128.
99. WOJTYŚ, E. M., HUSTON, L. J., BOYNTON, M. D. et al. The effect of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injuries in women as determined by hormone levels. *AM. J. Sports Med.*, 2002, Vol. 30, no. 2, p. 182-8.
100. WOO, S. L.-Y., BUCKWALTER, J. A. *Injury and repair of the musculoskeletal soft tissues*. USA : American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1987.
101. WOO, S. L.-Y., YOUNG, E. P. *Structure and function of tendons and ligaments*. New York : Raven Press, Basic Orthopaedic Biomechanics, 1991.
102. WOO, S. L.-Y., DEBSKI, R. E., WITHROW, J. D. et al. Biomechanics of Knee Ligaments. University of Pittsburgh, *AM. J. Sports Med.*, 1999, Vol. 27, p. 533-543.

Internetové zdroje:

103. Autor neuvěden. *The ACL injury* [online]. [cit. 7.11.2007].
Dostupné na: <<http://www.louisvillebones.com/acl.html>>
104. Autor neuvěden. *Rekonstrukce ACL* [online]. [cit. 5.1.2007].
Dostupné na: <<http://www.czech.xf.cz/rekonstrukce.htm>>
105. Autor neuvěden. *Rekonstrukce ACL* [online]. [cit. 5.1.2007].
Dostupné na: <<http://www.czech.xf.cz/rekonstrukce2.htm>>
106. AVERY, F. L. *Anterior cruciate ligament (ACL) graft options* [online]. © 2007 [cit. 11.12.2007].
Dostupné z: <http://www.orthoassociates.com/ACL_grafts.htm>.
107. HALBRECHT, J. *The female athlete* [online]. [cit. 7.11.2007].
Dostupné na: <<http://www.sfms.org/AM/Template.cfm?Section=Home&>>

template=/CM/HTMLDisplay.cfm&ContentID=1922>

108. MICKA, M. *Pružnost. Učební pomůcka pro kombinované studium*. Fakulta dopravní ČVUT Praha, Katedra mechaniky a materiálů [online]. [cit. 7.2.2008].
Dostupné na:
<http://209.85.135.104/search?q=cache:atI7vZUCa00J:fdmech.fd.cvut.cz/predmet/K618PP/download/pp_komb.pdf+roz%C5%A1%C3%AD%C5%99en%C3%BD+Hook%C5%AFv+z%C3%A1kon&hl=cs&ct=clnk&cd=6&gl=cz>
109. OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti - obecně* [online]. [cit. 5.1.2008].
Dostupné na: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_obecne.php>
110. OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti kostní tkáň* [online]. [cit. 5.1.2008].
Dostupné na: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php>
111. OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti šlach a vazů* [online]. [cit. 5.1.2008].
Dostupné na: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_vaz.php>
112. OTÁHAL, S. *Reologické vlastnosti biologických struktur* [online]. [cit. 5.1.2008].
Dostupné na: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_reologicke.php>
113. OTÁHAL, S. *Vazivová tkáň - vazivo* [online]. [cit. 5.1.2008].
Dostupné na: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_vazivo.php>

9. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

9.1 Seznam použitých zkratek

a./akt.	aktivně	n.	nervus
ASK	artroskopie	neg.	negativní
B	bolest	NO	nyňější onemocnění
BE	bicyklový ergometr	NSA	nesteroidní antiflogistika
bilat.	bilaterálně	obl.	oblast
BMI	Body Mass Index	OP	období předchorobí
C	cervicální / krční	P	pravá/ý
CNS	centrální nervový systém	P./p.	proband
DK	dolní končetina	pac.	pacient
E	extenze	pas.	pasivně
EMG	elektromyografie	pat./p.	patela
F	flexe	poz.	pozitivní
FH	francouzské hole	PV	paravertebrální
L	levá/ý	PZV	přední zkřížený vaz
lat.	laterální	RP	rozsah pohybu
LCA	ligamentum cruciatum anterior	subj.	subjektivně
LCL	ligamentum collaterale laterale	sym.	symetrický
LCM ...	ligamentum collaterale mediale	Th	thorakální / hrudní
LCP	ligamentum cruciatum posterior	Th-L	thorako-lumbální
lig.	ligamentum	zk.	zkouška
m.	musculus		

9.2 Seznam obrázků

1. Permeabilita chrupavky	12
2. Osy pohybů	22
3. Zkřížené vazy „pohybující se“ po oblouku během flexe a extenze	25
4. Model překříženého čtyřúhelníku	25
5. Schematické uspořádání předního zkříženého vazy v extenzi a v 90° flexi	28
6. Rovnováha mezi strukturami, které brání přednímu posunu tibie proti femuru a silami, které se snaží přední dislokaci tibie způsobit	30
7. Prvky reologických modelů	38
8. Reologické modely	38
9. Charakteristiky impedance kolenního kloubu	39
10. Schéma stavební hierarchie ligament	40
11. Vzájemná závislost relativního prodloužení vazy na velikosti tahové síly	42
12. Vliv rychlosti zátěže na lokalizaci ruptury vazy	46
13. Časový průběh ochranného neuromuskulárního reflexu při působení „násilí“	55
14. Schéma mechanismů, kt. zkřížené vazy přispívají k regulaci kloubní stability	57
15. Tah extenzorového aparátu	60
16. Vliv pozice proximálních segmentů těla na postavení DK	61
17. Lachmanův test	69
18. Přední zásuvkový test	69
19. Pivot shift test	70
20. Artroskopické vyšetření	71
21. Fotografie zdravého LCA	71
22. Fotografie poraněného LCA indikovaného k rekonstrukci	71
23. Protážení štěpu do vyvrtaných kanálů očkem vodícího drátu	75
24. Schéma fixace štěpu v kostních tunelech interferenčními šrouby	75
25. Rekonstrukce štěpem ze šlachy m. semitendinosus a m. gracilis	75
26. Štěp připravený ze šlachy m. gracilis a m. semitendinosus	76
27. a 28. Odběr BTB štěpu	77
29. BTB štěp z lig. patellae	77
30. Místo incize pro odebrání štěpu ze šlachy m. gracilis a m. semitendinosus	77
31. Schéma přístrojového vybavení	101

32. Blokové schéma reometru	101
33. Ilustrační fotografie bioreometru	102
34. Bioreogram získaný měřením pomocí bioreometru	103

9.3 Seznam tabulek

1. a 2. Vybrané anamnestické údaje	107
3. Pacient č. 1 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor	109
4. Pacient č. 2 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor	110
5. Pacient č. 3 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor	111
6. Pacient č. 4 - Vstupní a výstupní kineziologický rozbor	112
7. Pacient č. 1 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci	113
8. Pacient č. 2 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci	113
9. Pacient č. 3 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci	114
10. Pacient č. 4 - Kontrolní vyšetření po uplynutí 3., 10. a 24. týdne po operaci	115
11. Testování zdatnosti operovaného kolena po 24. a 36. týdnu po operaci	116
12. Lysholmovo skóre	118
13. Výsledky základních hodnocených parametrů	119
14. Hodnocení výsledků klinického vyš. a Lysholmova skóre	127

9.4 Seznam grafů

1. Pacient VM: vývoj tuhosti obou kolenních kloubů	120
2. Pacient VM: rozdíly tuhosti zraněného kolenního kloubu	120
3. Pacient VM: vývoj ohybové viskozity obou kolenních kloubů	121
4. Pacient VM: rozdíly ohybové viskozity zraněného kolenního kloubu	121
5. Pacient VM: vývoj ztrátové energie obou kolenních kloubů	122
6. Pacient VM: rozdíly ztrátové energie zraněného kolenního kloubu	122
7. 1. měření před operací - srovnání bioreogramů zdravé a zraněné DK	123
8. 2. měření 3 týdny po operaci - srovnání bioreogramů zdravé a zraněné DK	123
9. 3. měření 10 týdnů po operaci - srovnání bioreogramů zdravé a zraněné DK	124
10. 4. měření 24 týdnů po operaci - srovnání bioreogramů zdravé a zraněné DK	124
11. 5. měření 36 týdnů po operaci - srovnání bioreogramů zdravé a zraněné DK	125
12. Změny bioreogramů v průběhu rekonvalescence po ruptuře a operaci PZV	125

10. Přílohy

Příloha 1: Anamnestický dotazník.

Anamnestický dotazník			Dnešní datum:
Jméno a příjmení:			Datum narození:
Výška [cm]:	Váha [kg]:	BMI:	Pohlaví:
Zaměstnání:			
Anamnéza:			
Alergie: Užívané léky: Závažná onemocnění rodičů, sourozenců, dětí: Vaše závažná onemocnění od dětství po současnost: <input type="checkbox"/> DM <input type="checkbox"/> ICHS <input type="checkbox"/> CMP <input type="checkbox"/> hypertenze <input type="checkbox"/> metabolické nem. <input type="checkbox"/> infekční nemoci <input type="checkbox"/> revmatologická onemocnění <input type="checkbox"/> jiná: Příjem tekutin za 24hod.: <input type="checkbox"/> méně než 11 <input type="checkbox"/> 1- 2l <input type="checkbox"/> více než 2l Vyšetření kolene: <input type="checkbox"/> RTG <input type="checkbox"/> MR <input type="checkbox"/> artroskopie			
Denní aktivity:			
Povaha zaměstnání (škola): <input type="checkbox"/> sedavé <input type="checkbox"/> fyzicky namáhavé <input type="checkbox"/> těžká břemena <input type="checkbox"/> dlouhé pochody <input type="checkbox"/> v chladu <input type="checkbox"/> dlouhé stání Chůze: <input type="checkbox"/> hodně <input type="checkbox"/> málo <input type="checkbox"/> skoro vůbec Sezení: <input type="checkbox"/> hodně <input type="checkbox"/> málo <input type="checkbox"/> skoro vůbec Doprava do zaměstnání: Délka: <input type="checkbox"/> do 30 min. <input type="checkbox"/> 30 – 60 min. <input type="checkbox"/> 1-2 hodiny <input type="checkbox"/> přes 2 hodiny Poloha: <input type="checkbox"/> stání <input type="checkbox"/> sezení <input type="checkbox"/> za volantem Sport: Druh: Jak často: <input type="checkbox"/> 1x denně <input type="checkbox"/> vícekrát denně <input type="checkbox"/> pravidelně týdně <input type="checkbox"/> nepravidelně Úroveň: <input type="checkbox"/> vrcholový sport <input type="checkbox"/> pravidelný účastník soutěží <input type="checkbox"/> rekreačně Pohybové aktivity za poslední 2 dny:			
Úrazy a zlomeniny dolních končetin, páteře a pánve:			
Jakých segmentů: Kdy se staly: Léčba: <input type="checkbox"/> operace <input type="checkbox"/> sádra <input type="checkbox"/> jiná:			
Operace:			
Čeho se týkaly: Kdy proběhly:			
Artroskopie (operace) kolenního kloubu – doložit operačním protokolem:			
Jaká končetina P/L: Kdy: Čeho a s jakým výsledkem: <input type="checkbox"/> úprava k normě <input type="checkbox"/> deficit, jaký:			
Léčba - rehabilitace nebo lázně:			
Z jakého důvodu: Kdy: Procedury: <input type="checkbox"/> aktivní cvičení <input type="checkbox"/> pasivní fyzikální terapie			
Současné zdravotní obtíže:			
Bolest : <input type="checkbox"/> ostrá <input type="checkbox"/> tupá <input type="checkbox"/> tepavá <input type="checkbox"/> bodavá <input type="checkbox"/> vystřelující / kde <input type="checkbox"/> jiná: Intenzita bolesti (0-10): <u> 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 </u> lokalizace: <input type="checkbox"/> koleno <input type="checkbox"/> stehno <input type="checkbox"/> hýždě <input type="checkbox"/> bérce <input type="checkbox"/> záda <input type="checkbox"/> chodidlo			
Užívání pomůcek:			
Pomůcka: <input type="checkbox"/> berle <input type="checkbox"/> orthesy <input type="checkbox"/> ortop. vložky <input type="checkbox"/> jiné: Kdy: <input type="checkbox"/> po celý den <input type="checkbox"/> na sport <input type="checkbox"/> neužívám <input type="checkbox"/> jinak:			

Příloha 2: Lysholmovo skóre. (59)

Lysholmovo skóre:	
Symptom	Body (max. 100)
Kulhání žádné: 5; lehké či občasné: 3; výrazné či trvalé: 0	
Nutnost podpory žádná: 5; hůl nebo berle: 2; plný došlap nemožný: 0	
Bloky žádné bloky či přeskokování: 15; přeskokování, ale ne bloky: 10; občasné bloky: 6; časté bloky: 2; zablokovaný kloub při vyšetření: 0	
Nestabilita žádná nestabilita: 25; občasná nestabilita při sportu: 20; častá nestabilita při sportu: 15; občasná nestabilita při běžné denní činnosti: 10; častá nestabilita při běžné denní činnosti: 5; nestabilita při každém kroku: 0	
Otoky žádné: 10; po náročném cvičení: 6; po běžném cvičení: 2; konstantní, trvale: 0	
Chůze po schodech bez problémů: 10; mírně bolestivá: 6; hodně bolestivá: 2; nemožná: 0	
Dřepy bez problémů: 5; mírně bolestivé: 4; ne víc než 90° ohnutí: 2; nemožné: 0	
Bolestivost žádná: 25; nekonstantní nebo lehká při sportu: 20; pravidelná, při sportu: 15; pravidelná, při nebo po chůzi delší než 2 km: 10; pravidelná, při nebo po chůzi kratší než 2 km: 5; konstantní, stálá: 0	

Příloha 3: Přehled vyšetření v rámci vstupního a výstupního kineziologického rozboru.

Kineziologický rozbor

Přehled vyšetření

Statické vyšetření stoje aspekci podrobně ze všech stran, důkladné vyšetření držení hlavy a trupu, postavení pánve a dolních končetin (vždy srovnání postižené dolní končetiny s nepostiženou); ukázka vyšetření pánve a DKK:

pánev: cristy:	▫ laterálně	▫ mediálně	▫ zadní spiny	▫ přední spiny
	▫ torze	▫ rotace	▫ lat. posun	▫ antevertze
gluteální rýhy:		vnitřní kontury stehen:		podkolenní rýhy:
lýtkové svaly:		Achilovy šlachy:		paty:
kyčelní kl.:	▫ VR	▫ ZR		
trofika:	▫ m. quadriceps fem. -	▫ vastus med.:	▫ vastus lat.:	▫ rectus fem.:
	▫ m. tensor fasciae latae:		▫ ischiokrurální svaly:	
kolenní kl.:	▫ valgozita	▫ varozita	▫ hyperextenze	▫ postavení pately
	▫ barva kůže	▫ otok	▫ popliteální oblast (náplň lymf. uzlin)	
	▫ jizvy			
kotníky:	▫ zevní	▫ vnitřní	klenby: ▫ podélné:	▫ příčné:
▫ hallucis valgus	▫ otlaky		▫ jiné	

Vyšetření stoje pomocí olovnice a dynamické vyšetření stoje aspekci

Rombergův stoj ▫ R. I. ▫ R. II. ▫ R. III.

Funkční test nohy dle Vélého ▫ zapojování prstů DK ▫ latence

Stoj na 2 vahách ▫ PDK (kg) ▫ LDK (kg) ⇒ odchylka (kg)

Trendelenburgova zk. bilat. ▫ neg. ▫ poz. ▫ stabilita ▫ bolest:

Antropometrické vyšetření: všechny délkové a obvodové míry obou dolních končetin

Vyšetření chůze aspekci:

bolest:			
kroky (symetrie):		rytmus (pravidelnost):	
rychlost:	stabilita:	šířka baze:	
pohyby pánve:		souhyby HK, hlavy, trupu:	
odvíjení plosek:			
<i>modifikace chůze:</i> ▫ vzad - ▫ do stran ▫ po patách ▫ po špičkách			
▫ Childressův příznak (chůze v podřepu) ▫ chůze po schodech ▫ zavřené oči			

Vyšetření pohybových stereotypů dle Jandy: zejm. ABD a E kyč. kl., F trupu
další stereotypy: běh, dřep, stereotyp dýchání

Vyšetření hypermobility dle Jandy.

Kompletní vyšetření zkrácených svalů dle Jandy bilat.

Vyšetření sval. síly dle Jandy obou dolních končetin a trupového svalstva.

Goniometrické vyšetření aktivních a pasivních kloubních rozsahů dolních končetin.

Vyšetření joint play kloubů dolních končetin, sakroiliakálních kloubů a bederní páteře.

Vyšetření pasivní stability a strukturální integrity kolenních kloubů:

Testování integrity vazů kolenních kloubů

- přední zásuvkový a zadní zásuvkový test
- Lachmanův test a obrácený Lachmanův test
- Pivot shift test ▪ Hughston test
- valgus stress test ▪ varus stress test

Vyšetření menisků

- McMurray test ▪ Apley test ▪ Payrův příznak ▪ Childressův příznak

Vyšetření femoropatelárních kloubů

- Fairbankův test ▪ Zohlenův test ▪ Frůndův test

Vyšetření kloubního výpotku:

- Wipe test ▪ Ballotement pately

Neurologické vyšetření:

Šlachookosticové reflexy:

- patelární (L2-4) ▪ Achillovy šlachy (L5-S2) ▪ medioplantární (L5-S2)
- mediální hamstringový (L5-S1) ▪ laterální hamstringový (S1-S2)
- bicipitový, tricipitový, fenomén horního předloktí, flexorů prstů HK

Vyšetření čítí:

- povrchové čítí pro dotek a bolest na obou DK ve všech dermatomech
- hluboké čítí:
polohocit v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu bilat.,
pohybovit zejm. akrálně bilat.,
kreslení nohou: vsedě uchopit mezi palec a II. prst propisovací tužku a na papír položený na zemi nakreslit jednoduchý domeček zdravou DK a poté ten samý obrázek nakreslit postiženou DK (testuje se i svalová koordinace)

Vyšetření napínacích manévřů:

- Lassegue ▪ Slump test

- **Palpační vyšetření** svalového tonu, spoušťových a periostových bodů na dolních končetinách. Palpace v obl. postiženého kolenního kloubu: kloubní štěrbiny, kondyly femuru, okraje pately, tuberositas tibiae, caput fibulae, pes anserinus a vyšetření posunlivosti kůže, podkoží, fascií a jizev.

Vyšetření funkčních zkoušek:

- dřep, event. podřep na obou DK (bolest, symetrie)
- podřep/dřep na jedné DK (bolest, sval. třes, stupeň dosažené flexe kol. kl.)
- max. možný výskok sounož z místa do výšky (symetrie odrazu a dopadu, bolest)
- zkouška posazení na paty (dosedne/nedosedne, bolest, symetrie)

Příloha 4: Přehled funkčních testů v rámci testování zdatnosti kolenního kloubu.

Testování zdatnosti operovaného kolenního kloubu

Přehled funkčních testů

▪ výpady operovanou DK vpřed z prostého stoje na podlaze na modrou Thera-Band podložku

→ *hodnotila jsem:* schopnost dynamické stabilizace kolenního kloubu a svalovou koordinaci, bolest

▪ výstupy na židli do výšky 0,5 m střídavě levou a pravou dolní končetinou

→ počet výstupů před vznikem svalového třesu, bolest

▪ „one-leg-hop test: triple hop“ (80)

Pozn.: pacient skáče z místa na jedné dolní končetině 3 skoky

→ srovnání vzdálenosti dosažené zdravou a operovanou dolní končetinou, bolest

▪ přeskoky přes švihadlo na jedné dolní končetině

→ doba výdrže, svalová únava a třes, bolest

▪ vysoký skipping (pozn.: součástí atletické abecedy, do 90° flexe v kyč. a kol. kl.)

→ symetrie odrazu a dopadu obou dolních končetin, doba výdrže, bolest

Níže popsané testy byly součástí kineziologických rozborů a kontrolních vyšetření.

▪ běh po rovině

→ asymetrie délky kroku, event. napadání na postiženou DK, rychlost, bolest

▪ dřep

→ symetrie průběhu a rozsahu pohybu dolních končetin, stupeň dosažené flexe v kolenních kloubech, bolest

▪ dřep, event jen podřep na jedné dolní končetině

→ stupeň dosažené flexe v kolenním kloubu, svalový třes, bolest

▪ zkouška posazení na paty

→ dosedne/nedosedne, stranová symetrie, bolest

▪ maximální možný výskok sounož z místa do výšky

→ symetrie odrazu a dopadu dolních končetin, bolest

Příloha 5: Informovaný souhlas podepsaný všemi pacienty.

INFORMOVANÝ SOUHLAS

V souladu se Zákonem o péči o zdraví lidu (§ 23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, Vás žádáme o souhlas k vyšetření Vašich kolenních kloubů metodou BIOREOMETRIE a dále Vás žádáme o souhlas k nahlížení do Vaší dokumentace osobami získávajícími způsobilost k výkonu zdravotnického povolání v rámci jejich praktické výuky a členy výzkumného týmu v oblasti bioreometrie.

Dnešního dne jsem byl/a odborným pracovníkem poučen/a o plánovaném vyšetření kolenních kloubů metodou BIOREOMETRIE. Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že odborný pracovník, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl/a jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl.

Prohlašuji, že jsem shora uvedenému poučení plně porozuměl/a a výslovně souhlasím s provedením vyšetření kolenních kloubů metodou BIOREOMETRIE.
Souhlasím s nahlížením daných osob do mé zdravotnické dokumentace.

Osoba, která provedla poučení:.....

Podpis osoby, která provedla poučení:.....

Vlastnoruční podpis probanda/pacienta:.....