

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv chirurgického ošetření poraněné nitrokloubní chrupavky
kolenního kloubu na vybrané reologické parametry**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
Pplk. MUDr. Michal Říha

Zpracovala:
Alžběta Starková

PRAHA, DUBEN 2010

Abstrakt

Název:

Vliv chirurgického ošetření poraněné nitrokloubní chrupavky kolenního kloubu na vybrané reologické parametry

Title:

Influence of surgical treatment injured arthral cartilage of the knee joint on selected rheological parameters

Cíle práce: Cílem diplomové práce je pomocí bioreodiagnostiky porovnat změny reologických vlastností kolenního kloubu po poškození chrupavky a po jejím chirurgickém ošetření. Získat přehled o problematice poranění chrupavky kolenního kloubu a možnostech chirurgického ošetření.

Metoda: Měření bylo provedeno pomocí bioreometru, naměřené hodnoty zpracovány a vyhodnoceny ve formě bioreogramů. Bioreometr měří in vivo mechanický odpor vznikající v kolenním kloubu během pasivního pohybu do flexe a extenze kolena. Práce je zpracována na třech jedincích s diagnostikovanou lézí chrupavky kolenního kloubu.

Výsledky: Výsledky odhalily změny v charakteru tvaru a vlastností bioreogramů před a po chirurgickém ošetření kloubní chrupavky. Bioreogramy zachycují vývoj reologických vlastností kolenních kloubů v průběhu všech tří měření a poukazují na možnost detekce jejich změn.

Klíčová slova: kolenní kloub, chrupavka kolena, reologie, bioreometrie, bioreogram

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila pouze uvedenou literaturu.

V Praze dne

.....

Alžběta Starková

Poděkování:

Ráda bych poděkovala všem, kteří mi byli nápomocni při zpracování diplomové práce. Za odborné vedení a podnětné návrhy děkuji PhDr. Michaele Prokešové Ph.D. a Pplk. MUDr. Michalu Říhovi. Dále bych chtěla poděkovat Doc. RNDr. Antonínu Havránkovi CSc. za pomoc a praktické rady. Také děkuji Ing. Petru Kubovému za spolupráci v průběhu výzkumu a všem pacientům děkuji za ochotu ke spolupráci.

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení: Číslo obč. průkazu: Datum vypůjčení: Poznámka:

Obsah

1	ÚVOD.....	8
2	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY.....	10
3	TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	12
3.1	Anatomie kolenního kloubu.....	12
3.1.1	Artikulující kosti.....	12
3.1.2	Kloubní pouzdro.....	15
3.1.3	Menisky.....	19
3.1.4	Kloubní chrupavka.....	20
3.1.5	Dutina kloubní a synoviální membrána.....	21
3.1.6	Cévní zásobení kolenního kloubu.....	22
3.1.7	Nervové zásobení kolenního kloubu.....	23
3.1.8	Svalstvo kolenního kloubu.....	24
3.1.9	Stabilizátory měkkého kolene.....	25
3.1.10	Nestabilita (instabilita) kolenního kloubu.....	28
3.2	Kineziologie kolenního kloubu.....	30
3.3	Biomechanika kolenního kloubu.....	31
3.4	Chrupavka kolena.....	37
3.4.1	Složení a struktura chrupavky.....	39
3.4.2	Propustnost (permeabilita) kloubní chrupavky.....	42
3.4.3	Tribologie.....	44
3.4.4	Biomechanické vlastnosti chrupavky.....	46
3.4.5	Úrazové defekty chrupavky.....	47
3.4.6	Současné možnosti léčby chondrálních a osteochondrálních defektů.....	49
3.4.6.1	Konzervativní terapie.....	50
3.4.6.2	Operativní terapie.....	51

3.5	Pomocná vyšetření měkkého kolene.....	57
3.6	Klinické vyšetření kolenního kloubu.....	59
3.7	Reologie.....	61
3.7.1	Základní reologické modely.....	61
3.7.2	Obecné reologické vlastnosti biologických struktur.....	66
3.7.3	Reologie kloubního spojení.....	68
4	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	69
4.1	Metodika výzkumu.....	69
4.1.1	Popis výběru výzkumného souboru probandů.....	69
4.1.2	Organizace výzkumu.....	69
4.1.3	Popis a funkce bioreometru.....	70
4.1.4	Metodika měření.....	72
4.1.5	Zpracování dat.....	72
4.1.6	Způsoby vyhodnocení reogramu.....	74
4.2	Výsledky.....	75
4.2.1	Proband č. 1.....	75
4.2.2	Proband č. 2.....	80
4.2.3	Proband č. 3.....	85
5	DISKUZE.....	90
6	ZÁVĚR.....	94
7	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	96
8	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	104
9	SEZNAM GRAFŮ.....	104
10	SEZNAM PŘÍLOH.....	104

1 ÚVOD

Kolenní kloub patří mezi nejčastěji poraněné klouby v těle. S rostoucí pracovní a sportovní zátěží populace se zvyšuje počet poraněných kolenních kloubů. (Smetana, 2000) Z hlediska biomechaniky je kolenní kloub jedním z nejsložitějších a největších kloubů v těle, má omezený rozsah pohybu, je velmi namáhán a vystaven akutnímu i chronickému přetížení a je zatěžován mnohonásobně vyšší vahou, než je samotná tělesná hmotnost. Vzhledem k tomu, že na koleno působí velké síly a jeho kloubní plochy jsou často extrémně zatěžovány, je tento kloub náchylný k úrazům.

Úrazy kolenního kloubu poutají pozornost nejen specialistů, tedy traumatologů, ortopedů a chirurgů, ale též praktických lékařů, kteří se s některými zdánlivě banálními poraněními kolena setkávají jako první (Pokorný, 2000).

Závažná poškození chrupavky kolena představují stále nedořešenou kapitolu současné traumatologie a ortopedie. Zvláště negativní dopad na funkci kloubu mají při vzniku v mladém věku. Mohou být důvodem invalidizace poraněného, zanechávají trvalé následky, ovlivňují a limitují výkonnost v celém dalším pracovním životě. (Višňa et al., 2006)

Léze kloubní chrupavky představuje velmi častý problém. Curl et al., v retrospektivní studii trvající 4 roky zjistili, že 63 % (19 827) artroskopicky vyšetřených kolenních kloubů z celkem 31 516, mělo poškozenou kloubní chrupavku (Curl et al., 1997).

Kloubní chrupavka představuje vysoce specifickou a specializovanou tkáň. Zdravá kloubní chrupavka je podmínkou dobré funkce každého kloubu, jakékoliv její poranění může zásadně změnit u dospělého člověka aktivní životní styl. Jednou z nejzávažnějších poruch je poškození chrupavky v celé její tloušťce. Tyto defekty mají pouze nízkou schopnost regenerace, mohou začít bránit volnému bezbolestnému pohybu a odstartovat a urychlit rozvoj degenerativních procesů v kloubu a v konečném stádiu mohou vést až k rozvoji osteoartrózy. (Višňa et al., 2006)

V mé práci jsem si vybrala chirurgické řešení ACI. Jde o metodu, která využívá kultivovaných autologních chondrocytů v řešení hlubokých chondrálních defektů. První úspěšnou klinickou aplikaci publikoval Brittberg a spol. v roce 1994. Dnes je tato metoda léčby defektů chrupavek jednou z nejrozšířenějších. (Tuan, 2007)

K diagnostice zraněného kolenního kloubu, a tím i léze chrupavky, se využívá RTG vyšetření, CT, MRI, které jsou finančně náročné. Další velmi spolehlivou metodou je artroskopie, jde ovšem o metodu invazivní. Mezi jednu z neinvazivních, bezbolestných a objektivně měřících metod můžeme zařadit měření pomocí přístroje bioreometr, který byl vyvinut v laboratoři BEZ (Biomechanika extrémních zátěží) na Katedře anatomie a biomechaniky FTVS UK v Praze. Pomocí tohoto vyšetření můžeme hodnotit charakteristické změny reologických vlastností kolenního kloubu in vivo a sledovat tak průběžně stav kolene i během fáze rekonvalescence.

Diplomová práce obsahuje část teoretickou, kde jsou zmíněny poznatky o anatomii, biomechanice kolenního kloubu, přehled o poranění chrupavky kolene, možnosti chirurgického ošetření a je zde definován pojem reologie. Část experimentální zahrnuje popis metodiky měření, přiblížení přístroje bioreometr a dále výsledky vlastního měření.

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cíle práce

Cílem diplomové práce je pomocí bioreodiagnostiky porovnat změny reologických vlastností kolenního kloubu po poškození chrupavky a po jejím chirurgickém ošetření.

Další úkoly:

- shrnout anatomii, kineziologii a biomechaniku kolenního kloubu
- získat přehled o poranění chrupavky kolene
- definovat techniku ACI (Autologous chondrocyte implantation), možnosti dalšího chirurgického ošetření chrupavky a také možnosti léčby konzervativní
- definovat pojem reologie
- vypracovat metodický postup a vybrat vhodný soubor probandů
- metodou bioreometrie zjišťovat změny reologických vlastností kolenního kloubu a zhodnotit změny průběhu bioreogramů před a po operačním zákroku.

Hypotézy

H1: Průběh bioreogramů poraněného kolenního kloubu před a po chirurgickém zákroku bude vykazovat změny v charakteru jejího tvaru a vlastností.

H2: U jednotlivých probandů s defektem chrupavky se bioreogramy nebudou zřetelně lišit.

H3: U každého probanda bude mezi relativně zdravou a poraněnou končetinou zaznamenána rozdílnost ve tvaru bioreogramů.

H4: Bioreogramy relativně zdravé, neoperované končetiny se budou měnit vlivem měnícího se režimu jejich zátěže.

3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

3.1 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub (articulatio genus) je nejsložitějším a největším kloubem lidského těla. Patří mezi kladkové klouby. Jedná se o kloub složený, neboť se v něm stýkají tři kosti - femur, tibia a patela. Mezi styčné plochy jsou vloženy vazivové destičky – menisky.

Vzhledem ke složitosti kolenního kloubu a získání podrobnějších informací o jeho anatomickém uspořádání odkazují na příslušnou literaturu [viz (Čihák, 2001), (Netter, 2003), (Feneis, 1996), (Dylevský, 2000), (Čech, 1986) apod.].

Kolenní kloub má jako nosný kloub dolní končetiny dvě hlavní funkce: umožňuje potřebný rozsah pohybů mezi stehnem a bércelem a současně zajišťuje optimální přenos tlakových sil vzniklých činnostmi svalů a hmotností těla.

Kloub kolenní lze rozdělit na část femorotibiální (hlavice tvořená kondyly femuru a jamka tvořená kondyly tibie) a část femoropatelní (hlavici tvoří patela a jamku facies patellaris femoris) (Koudela, 2002).

3.1.1

Artikuluje

í kosti

Femur

Hlavice kloubu je složena z condylus femoris, condylus medialis (na vnitřní straně) a condylus lateralis (na zevní straně) a zakončuje distální část femuru. Jejich styčné plochy jsou vpředu spojeny facies patellaris femoris, ve které klouže patela a vzadu jsou odděleny hlubokou kloubní jámou fossa intercondylaris. Kondyly jsou zakřiveny jak v rovině frontální, tak v rovině sagitální, zakřivení je vzadu větší než vpředu. Kondyly nestojí rovnoběžně, vnitřní kondyl je totiž svým předním koncem přivrácen ke kondylu zevnímu. [(Čihák, 2001) (Dylevský, 2000)]

Tibia

Na proximálním konci tibie tvoří kloubní jamku kondyly tibie a facies articulares. Condylus medialis je na vnitřní straně a jeho styčná ploška je oválná a lehce

konkávni. Styčná ploška condylus lateralis na zevní straně je okrouhlá a plochá. Mezi oběma je vyvýšenina, eminentia intercondylaris, s hrbolem zevním a vnitřním (tuberculum mediale et laterale). Před touto vyvýšeninou je area intercondylaris anterior a za ní area intercondylaris posterior. Styčná ploška na patele je svislou hranou rozdělena v širší plochu zevní a užší vnitřní. Artikuluje s uvedeným prohřím mezi oběma kondyly femuru. [(Čihák, 2001), (Dylevský, 2000), (Nýdrle, 1992)]

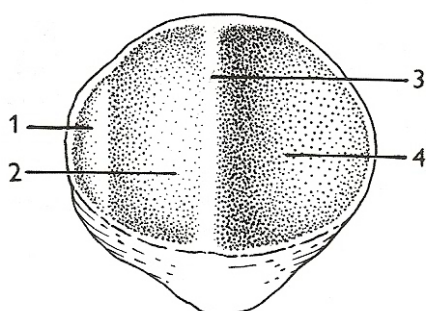
Osy diafýzy femuru a tibie svírají ve frontální rovině tupý úhel otevřený zevně.

Jeho velikost se pohybuje kolem 174° . Pokud je výrazně menší nebo větší, hovoříme o genu valgum nebo genu varum. Osa diafýzy femuru je nazývána anatomickou osou femuru, spojnice středu hlavice femuru a eminentia intercondylaris tibiae tvoří mechanickou osu femuru neboli Mikuliczovu linii. Obě osy, mechanická a anatomická, spolu svírají úhel o velikosti přibližně 6° (tzv. Q úhel). Jeho velikost se mění s velikostí kolodiafyzárního úhlu proximálního konce femuru. (Bartoniček, 2004)

Patela (česka)

Patela je největší sezamskou kostí lidského těla a má zhruba trojúhelníkovitý tvar, jehož základna a výška jsou přibližně stejné, 4-5 cm. Je přiložena k patelární ploše stehenní kosti. Bází směřuje proximálně, užším koncem distálně. Na proximálně směřující bázi se upíná hlavní část šlachy m. quadriceps femoris, která přes drsnou přední plochu pately přechází do lig. patellae (povrchová část šlachy m. rectus femoris). Artikulační plocha pately, facies articularis, je pokryta silnou vrstvou chrupavky a rozděluje se na dvě fasety (menší mediální a větší laterální). Na drsné trojúhelníkovité políčko mezi jejím spodním okrajem a apexem česky se upíná proximální část corpus adiposum infrapatellare neboli Hoffova tělesa. Kloubní chrupavka pately dosahuje v centrální části tloušťky 4-7 mm, k periferii se její tloušťka postupně snižuje.

(Bartoniček, 2004)



1. odd facet
2. mediální faseta
3. crista patellae

Obrázek č. 1 Kloubní plocha česky
(Bartoniček, 2004)

4. laterální faseta

Vlastní kloubní plocha je rozdělena výraznou vertikální hranou, tzv. crista patellae, na laterální, obvykle větší, a na mediální, obvykle menší fasetu. Jejich vzájemnou velikostí a tvarem v rtg obraze se zabýval Wiberg a později Baumgartl. Podle nich rozeznáváme celkem šest základních typů tvaru pately.

Typ I – obě fasety jsou stejně veliké a konkávní

Typ II – obě fasety jsou konkávní, mediální je však menší

Typ II/III – mediální fasetka je rovná a menší, laterální je větší a konkávní

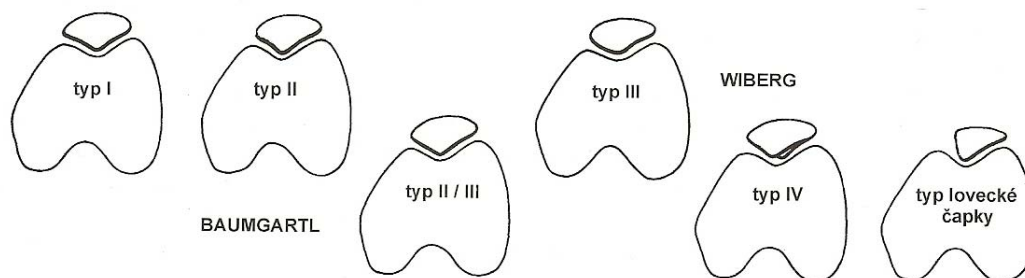
Typ III – mediální fasetka je menší a konvexní, laterální je konkávní

Typ IV – mediální fasetka je strmá, malá, konvexní

Typ V (typ lovecké čapky) – mediální fasetka zcela chybí

Pately typu I a II jsou stabilní, zatímco ostatní typy jsou více náchylné k lateralizaci.

[(Bartoníček, 2004), (Višňa, 2006)]



Obrázek č. 2 Wiberg-Baumgartlova klasifikace tvarů číšky (Bartoníček, 2004)

3.1.2

Kloubní

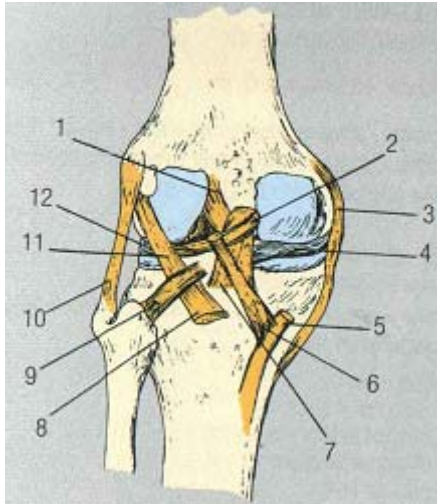
pouzdro

Kloubní pouzdro je velmi prostorné, na femuru se upíná 0,5 – 2 cm od okrajů kloubní chrupavky. Epikondyly leží mimo pouzdro. Na tibií a na patele se kloubní pouzdro upíná při okrajích chrupavky. Synoviální vrstva nesleduje přesně zevní vazivovou vrstvu pouzdra, má velmi členité uspořádání, vytváří řadu duplikatur a řas, z nichž některé mohou být klinicky významné. Zkřížené vazy, vyvýšenina a plošky mezihrbolové jsou uloženy mezi oběma těmito vrstvami. Vpředu po obou stranách hrotu pately se mezi vrstvu synoviální a vrstvu zevní vsouvá tuková tkáň. Její uložení

při nataženém kolenu podmiňuje dva měkké valy po obou stranách lig. patellae. [(Čech, 1986), (Nýdrle, 1992)]

Vazy kloubního pouzdra

Zesilující vazivový aparát kolenního kloubu se skládá z vazů mimokloubních, zesilujících kloubní pouzdro a z nitrokloubních vazů spojujících femur s tibií a upevňujících menisky. Vazy kloubního pouzdra tvoří nejsložitější a nejmohutnější vazivový aparát. (Čihák, 2001)



Obrázek č. 3 Kolenní kloub (Neil, 2009)

1. Lig. cruciatum ant., 2. Lig. meniscofemorale posterius, 3. Lig. collaterale mediale, 4. Meniskus medialis, 5. šlacha m. semimembranosus, 6. Lig. popliteum obliquum, 7. Lig. cruciatum post., 8. M. popliteus, 9. Lig. arcuatum, 10. Lig. collaterale fibulare, 11. šlacha m. popliteus, 12. Meniskus

lateralis

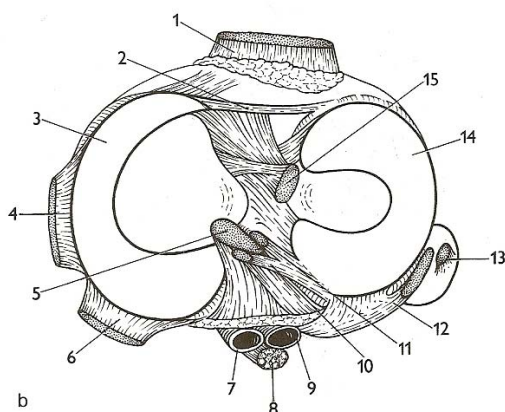
Vazy kapsulární (mimokloubní) (Čihák, 2001)

Jedná se o tyto vazy zesilující povrch kloubního pouzdra:

1. Vpředu je šlacha musculus quadriceps femoris připojená na patelu. Pokračováním šlachy m. quadriceps femoris je ligamentum patellae, jdoucí od pately na tuberositas tibiae. Po obou stranách tohoto vazů jsou dva slabší šikmé

vazivové pruhy retinacula patellae (retinaculum patellae mediale et laterale). Odstupují od šlachy m. quadriceps femoris a upínají se na horní konec tibie. Retinakula brání postrannímu vybočení pately a táhnou koleno do extenze i při jejím poškození, případně lig. patellae. Považují se za tzv. přídatný extenční aparát kolenního kloubu.

- Po stranách je pouzdro zesíleno postranními vazy (ligamentum collaterale tibiale et fibulare). Tyto vazy vedou od příslušného epikondylu femuru na tibií (tibiální vaz) a na hlavičku fibuly (fibulární vaz). Postranní vazy zajišťují stabilitu kolene při extenzi kloubu, kdy jsou maximálně napjaty, a v průběhu pohybu do částečné flexe. Lig. collaterale tibiale (mediale) odstupuje od vnitřního epikondylu femuru a upíná se na vnitřní a zadní okraj tibie. Je široké a ploché, pevně srostlé s pouzdrem a s mediálním meniskem. Je zcela napjaté při extenzi kolene, při větší flexi ochabuje, zejména ve své přední části. Lig. collaterale fibulare (laterale) je značně užší než lig. collaterale tibiale. Vede od zevního epikondylu femuru na hlavičku fibuly a odstává od kloubního pouzdra jako zaoblený svazek. Na nataženém kloubu je hmatné. Napjaté je při extenzi a při zevní rotaci, ochabuje při větší flexi a vnitřní rotaci.
- Zadní stranu kloubního pouzdra zesiluje ligamentum popliteum obliquum. Odděluje se od úponové části šlachy m. semimembranosus a jde šikmo od vnitřního okraje mediálního kondylu tibie k laterálnímu kondylu femuru. Zesiluje kloubní pouzdro a tah m. semimembranosus zabraňuje jeho uskřínutí. Ligamentum popliteum arcuatum je méně významným vazem. Začíná na epikondylus lateralis femoris a asi uprostřed zadní stěny kloubu se připojuje k lig. popliteum obliquum.



1- lig. patellae, 2- lig. transversum genus, 3- meniscus medialis, 4- lig. collaterale mediale, 5- lig. cruciatum posterius, 6- šlacha m. semimembranosus, 7- a. poplitea, 8- n. tibialis, 9- vena poplitea, 10- lig. meniscofemorale posterius, 11- lig. meniscofemorale anterius, 12- šlacha m. popliteus, 13- lig. collaterale laterale, 14- meniscus lateralis, 15- lig. cruciatum anterius

Obrázek č. 4 Pohled na tibiální plató (Bartoniček, 2004)

Nitrokloubní vazy [(Bartoníček, 2004), (Čihák, 2001)]

Jedná se o důležité stabilizátory umístěné mezi oběma listy synoviální blány:

Ligamenta cruciata genus, zkřížené vazy kolenní, jsou dva velmi silné vazivové pruhy navzájem se křížící a spojující femur s tibií. Lig. cruciatum anterius jde od vnitřní plochy laterálního kondylu femuru šikmo dopředu dolů do area intercondylaris anterior tibiae. Vaz lze rozdělit na dvě části. Delší, avšak slabší anteromediální část tvoří v plné extenzi přední a horní okraj vazy. Kratší, silnější část posterolaterální tvoří v plné extenzi dorsální a spodní okraj vazy. Při 90st. flexi se obě části vazy ve svém středu kříží. Lig. cruciatum posterius je silnější než lig. cruciatum anterius. Vede od zevní plochy vnitřního kondylu femuru šikmo dozadu dolů a upíná se v area intercondylaris posterior tibiae. Zezadu kříží přední zkřížený vaz. Nejslabší je ve své střední části a kaudálně se opět rozšiřuje. Zkřížené vazy zajišťují pevnost kolene zejména při ohnutí, kdy se napínají. Také omezují vnitřní rotaci v kloubu tím, že se na sebe navíjejí. Napjaté lig. cruciatum anterius táhne bérec mírně do zevní rotace.

Ligamentum transversum genus spojuje přední okraje obou menisků. Je zabudováno v kloubním pouzdru a v tukové plica alaris.

Ligamentum meniscomemorale anterius a ligamentum meniscomemorale posterius fixují zadní cíp laterálního menisku a jdou odtud po zadní a přední straně zadního zkříženého vazy k vnitřnímu kondylu femuru.

3.1.3

Menisky

Nesrovnalosti zakřivení mezi kondyly femuru a plochými jamkami na kondylech tibie vyrovnávají poloměsíčité destičky z vazivové chrupavky, menisky. Menisky se skládají z vazivové tkáně, tvořené zejména kolagenními vlákny a dále proteoglykany, která má při bázi charakter hustého vaziva, v centrální části pak přechází ve vazivovou chrupavku. (Bartoníček, 2004)

Úkolem menisků je rovnoměrně distribuovat tlakové síly, působit jako tlumič, roztírat synoviální tekutinu, napínat kloubní pouzdro a bránit jeho uskřinutí. Významná je i stabilizační funkce.

Menisky se dělí na, meniskus medialis a meniskus lateralis. Liší se tvarem a velikostí a odpovídají kloubním plochám na tibi. Na vnějším obvodu jsou vyšší a na vnitřním jsou velmi tenké a mají konkávní tvar. Průřez je tedy trojúhelníkovitý. Meniskus medialis je oválný, rozevřenější a má poloměsíčitý tvar, jeho přední konec se upíná do area intercondylaris anterior, zadní konec do area intercondylaris posterior. Meniskus lateralis je menší, téměř kruhovitý. Svými konci se upíná na eminentia intercondylaris. Cípy menisků se upínají na tibi do area intercondylaris anterior a posterior.

Obvod menisků je připojen ke kloubnímu pouzdru. Při pohybech kloubu se menisky po tibi posunují ze základní polohy dozadu a zpět, přičemž současně mění tvar (zakřivení). Větší rozsah pohybů vykonává meniskus laterální, poněvadž mediální meniskus je pevně srostlý s vnitřním kolaterálním vazem, a proto je i méně pohyblivý. Mediální meniskus je vzhledem ke své menší pohyblivosti častěji poškozen, v 95 % případů, se poškození týká vnitřního menisku. Vpředu jsou oba menisky spojeny lig. transversum genus. (Dylevský, 2001)

3.1.4

Kloubní

chrupavka

Rozeznáváme chrupavku hyalinní (klouby, nos, skelet průdušnic, žebra), elastickou (ušní boltce, Eustachova trubice) a vazivovou (meziobratlové disky se silnými kolagenními vlákny). Mechanické vlastnosti kloubní chrupavky jsou dány především uspořádáním vláken a tekutiny mezibuněčné hmoty. Obecně můžeme říci, že chrupavka je tkáň anizotropní a nehomogenní, pro kterou je fyziologické zatěžování v tlaku.

Její funkcí je přenos tlakového zatížení v kloubním spojení kostí a tím zajištění jejich pružného kontaktu. Dochází ke snížení koeficientu tření v kloubu a rovnoměrnému rozložení působící síly, tlumení rázových sil.

Při pohybu v kloubu dochází k valení, obvykle v kombinaci s kluzným pohybem. Při klouzání je ve styku stále stejná oblast jednoho tělesa v průběhu vzájemného pohybu po povrchu tělesa druhého. Důležité je si uvědomit, že velikost třecí síly nezáleží na velikosti styčných ploch, pouze na velikosti síly přitlačné a koeficientu tření. Chrupavka spolu se synoviální tekutinou výrazně snižuje koeficient tření mezi kloubními plochami, které jsou ve vzájemném styku. (Otáhal, 2010)

Kloubní chrupavka je při činnosti v pohybovém systému střídavě namáhána tlakem a odlehčováním. V průběhu odlehčovací fáze, kdy tlakové zatížení klesá, chrupavka expanduje a vstřebává tekutinu volně rozloženou v intraartikulární dutině. Ve fázi zatěžování dochází k vytlačování tekutiny z pórů a chrupavka mění svůj objem. Vzhledem ke značným viskoelastickým vlastnostem sledujeme u chrupavky zpevnění a zvýšení tuhosti při aplikaci rychlé zátěže. [(Karas, 1978), (Otáhal, 2001)]

Kloubní chrupavka poměrně přesně kopíruje tvar kloubních ploch, ale není rovnoměrně silná.

Femur: výška kloubní chrupavky je ve středu obou kondylů i ve středu sulcus femoralis do 3,5 mm, směrem k okrajům kloubních ploch klesá zhruba na 2 mm a nejslabší je v oblasti lineae condylopatellares, šikmo orientovaných hran směřujících do fossa intercondylaris. *Tibia*: kloubní chrupavka je nejvyšší v centru obou artikulujících ploch (mediální 3 mm, laterální 5 mm), směrem k periferii její tloušťka klesá až na 1 mm. *Patela*: v oblasti crista patellae dosahuje tloušťka chrupavky 4-7 mm, směrem

k okraji se snižuje. Výjimku ovšem tvoří paramediální hrana, na níž je chrupavka proti okolí poněkud silnější. (Čech, 1986)

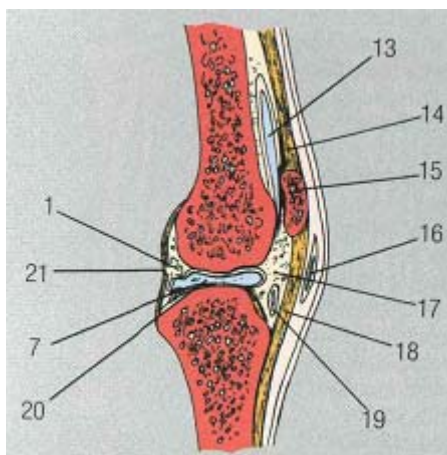
Zdravá kloubní chrupavka je podmínkou dobré funkce každého kloubu. Příčinami jejího poškození mohou být *úraz* (zlomenina chrupavky nebo zlomenina kosti zasahující do kloubu), *imobilizace* (po operaci nebo konzervativní léčba), *mechanické přetížení jednorázové nebo chronické* (sport, zaměstnání), *chronická iritace kloubního povrchu při porušené kloubní biomechanice* (nestabilita pately, porušená osa kloubní-varozita, valgozita kolene) nebo *chemické poškození* (výpotek nebo krev v kloubu, synovialitida nejrůznější etiologie – revmatická onemocnění), *obstříky do kloubu*. (Pavlů, 2003)

3.1.5

Dutina

kloubní a synoviální membrána

Dutina kloubní je prostorná a komplikovaného tvaru, jelikož synoviální membrána nevystýlá pouzdro rovnoměrně, ale od zadní strany pouzdra jde po obou stranách zkřížených vazů dopředu, připojena na tibií a do fossa intercondylaris femoris. Vytváří jakousi střední sagitální přepážku kloubu, jejíž přední část pokračuje jako řasa (plica synovialis patellaris), před předním zkříženým vazem od fossa intercondylaris femoris, šikmo dopředu dolů až pod hrot pately (apex patellae). Tam se rozbíhá do stran ve vodorovné, dozadu členité synoviální řasy, plicae alares. Většina výběžků z plicae alares přesahuje dozadu do kloubu přes menisky a dostávají se do kontaktu s menisky a kondyly femuru. Plicae alares jsou vyztuženy průběhem ligamentum transversum genus a tukovým polštářem, který zasahuje ještě dále dopředu do pouzdra jako corpus adiposum infrapatellare, tzv. „Hoffovo těleso“. (Čihák, 2001)



1. Lig. cruciatum ant., 7. Lig. cruciatum post., 13. Suprapatelární bursa, 14. Šlacha m. quadriceps, 15. Patela, 16. Prepatelární bursa, 17. Infrapatelární tukové „Hoffovo“ těleso, 18. Lig. patella, 19. Infrapatelární bursa, 20. Synoviální dutina

Burzy kolenního kloubu (Bartoníček, 1991)

V okolí kolenního kloubu je popisováno více než 20 burz, klinický význam mají jen některé. Několik burz komunikuje s kloubní dutinou.

Obrázek č. 5 Kolenní kloub - pohled z laterální strany (Neil, 2009)

Bursa praepatellares (subcutanea, subfascialis, subaponeurotica) oddělují jednotlivé vrstvy tkání na přední ploše pately. Mohou být vzájemně spojeny, nikdy však nekomunikují s kloubní dutinou.

Bursa infrapatellaris profunda leží mezi přední plochou horní části tibie a lig. patellae těsně nad jeho úponem.

Bursa anserina je velká burza čočkovitého tvaru oddělující pes anserinus a tibiální úpon vnitřního postranního vazy. Nekomunikuje s kloubní dutinou.

Bursae lig. collateralis medialis superior et inferior oddělují vaz od femoromeniskální části pouzdra a šlachy m. semimembranosus.

Bursa m. semimembranosi medialis nasedá na horní přední úponovou část šlachy m. semimembranosus. Vzácně komunikuje s kloubem.

Bursa m. gastrocnemii medialis odděluje sval od dorsální části pouzdra těsně při jeho začátku. Komunikuje s kloubní dutinou asi v 70%.

Bursa m. semimembranosi lateralis odděluje zevní okraj šlachy svalu od vnitřního okraje mediální hlavy m. gastrocnemius. Většinou se spojuje s bursou předchozí v bursa gastrocnemiosemimembranosa, často označována jako Bakerova cysta.

Bursa m. bicipitis femoris inferior je vsunuta mezi šlachy svalu a zevní postranní vaz při jejich úponu na hlavičku fibuly.

Bursa m. poplitei odděluje šlachy svalu od zevního postranního vazy.

3.1.6

Cévní

zásobení kolenního kloubu (Bartoniček, 2004)

Na cévním zásobení se podílí řada menších i větších artérií. Mezi hlavní patří: a.genus descendens, aa. genus superiores med. et lat., a. genus media, aa. genus inferiores med. et lat. a a. recurrens tibialis anterior. Všechny tyto artérie, s výjimkou a. genus media, vytvářejí kolem pately bohatou cévní síť, která prostupuje všemi vrstvami prepatelárních měkkých tkání. Stejnomené žíly většinou velmi těsně sledují svoje arterie. (Bartoniček, 1991)

Femur je zásoben především z a. genus descendens, aa. genus superiores, které zásobují především přední a postranní části distální epifyzy femuru, a a. genus media vstupuje do centra obou kondylů otvory ve stropu fossa intercondylaris. Podél kloubních otvorů v tzv. přechodné zóně tvoří cévy významnou pleteň, circulus vasculosus Hunteri. Na kondylech femuru je vytvořen výrazněji než na tibií. Subchondrální kost je rovněž bohatě cévně zásobena.

Tibie, hlavním zdrojem jejich nutritivních cév jsou aa. genus inferiores, a. recurens, tibialis anterior a a. genus media. Během růstu je na cévní zásobení chudší tuberositas tibiae. Zdroj cév je vzhledem k průběhu růstové ploténky omezen na přední plochu drsnatiny těsně nad úponem lig. patellae.

Patela je vyživována ze dvou skupin cév. První skupinu tvoří cévy prorážející přední plochu česky a to zejména v její centrální části, jsou označovány jako mediopatelní či přední patelní cévy. Druhou skupinou jsou cévy, jejichž zdrojem je cévní síť Hoffova tělesa. Jsou nazývány jako cévy apikální či polární. Směřují proximálně a zásobují především distální polovinu česky.

Zkřížené vazy jsou zásobeny převážně z a. genus media. Větévky této cévy vstupují do obou vazů prostřednictvím jejich synoviálních obalů a okolního řídkého vaziva. Ve vazech probíhají jak v řídkém vazivu mezi jednotlivými částmi vazů, tak mezi jejich vlákny.

Menisky jsou u dospělých osob zásobovány cévami pouze v třetině bazální části menisků. U dětí bývá tato cévní síť o něco větší. Výjimku tvoří pouze rohy, které jsou prostoupeny cévami prakticky v celém rozsahu. V pouzdře podél horního okraje menisků probíhají tzv. parameniskální cévy. V dorsální části kloubu se jedná o a. genus media, v přední o aa. genus inferiores. Vnitřní část menisků je zcela bezcévná.

Lig. patellae je zásobeno cévami jak z Hoffova tělesa, tak z cévních sítí v oblasti retinakul. (Bartoníček, 1991)

3.1.7

Nervové

zásobení kolenního kloubu

Na inervaci kolenního kloubu se podílejí svými větvemi n. femoralis, n. peroneus communis, n. tibialis a n. saphenus.

Motorická inervace svalů

Svaly kolenního kloubu jsou inervovány z různých nervů plexus lumbosacralis:

n. femoralis → m. quadriceps femoris, m. sartorius

n. obturatorius → m. gracilis

n. ischiadicus → m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris

n. tibialis → m. popliteus, m. gastrocnemius, m. plantaris

Inervace kloubního pouzdra

Přední plocha pouzdra dostává z mediální strany sensitivní vlákna především z n. saphenus a ze strany laterální přicházejí do pouzdra větvičky z n. peroneus communis. Zadní plocha pouzdra je inervována vlákny z n. tibialis a z n. peroneus communis. Nekonstantně do této oblasti zasahuje i větvička z n. obturatorius.

Bohatě inervovány jsou i vazivové struktury kolenního kloubu. V obou křížových vazech je řada mechanoreceptorů i volných nervových zakončení. Nervové pleteně vstupují i do báze menisků a současně také do střední části menisku mediálního, kloubní chrupavka je postrádá úplně. Je však nervovými vlákny „obklíčena“. Jsou to vlákna přicházející z kloubního pouzdra až do oblasti přechodné zóny mezi pouzdrem a chrupavkou, ale zejména jsou to nervová vlákna v oblasti subchondrální kosti, tím lze také vysvětlit citlivost báze kloubní chrupavky. [(Bartoníček, 2004), (Čech, 1986)]

3.1.8

Svalstvo

kolenního kloubu

V okolí kolenního kloubu se upíná řada svalů, jejichž činnost umožňuje vlastní pohyb kloubu.

M. quadriceps femoris je mohutný sval o hmotnosti 2 kg, což jej činí nejtěžším svalem lidského těla. Jedná se o hlavní sval podílející se na extenzi kolenního kloubu. Sval začíná 4 hlavami, úponová šlacha do sebe zabírá patelu a jako lig. patellae se upíná na tuberositas tibiae. Vaz je dlouhý 4-7 cm a dosahuje šíře až 3 cm. Tři z těchto hlav jsou jednokloubové (m. vastus medialis, lateralis et intermedius) a zbývající hlava m. rectus femoris je dvoukloubová. M. rectus femoris začíná na spina iliaca anterior inferior a nad acetabulem. Upíná se jako lig. patellae na tuberositas tibiae. Tato část svalu je důležitá pro chůzi. Jde o synchronní flexor kyčle a extenzor kolene. Má tendenci ke zkrácení. M. vastus medialis začíná na labium mediale linea asperae femoris a upíná se jako lig. patellae na tibií. Jeho proximální část extenduje kolenní

kloub a distální část stabilizuje polohu pately a zabraňuje její lateralizaci. Má výraznou tendenci ke zkrácení. M. vastus lateralis začíná na labium laterale linea asperae femoris a upíná se jako lig. patellae na tibia. Jeho prox. část extenduje kolenní kloub a dist. část stabilizuje polohu pately. M. vastus intermedius začíná na přední ploše femuru a upíná se jako lig. patellae. [(Dylevský, 2000), (Valeš, 2004)]

M. biceps femoris se skládá z caput longum a caput breve, které se spojují ve šlachu a společně se upínají na hlavičku fibuly. Provádějí flexi a zevní rotaci kolenního kloubu a addukci a ZR kyčelního kloubu. M. semitendinosus začíná na tuber ischiadicum a upíná se na vnitřní kondyl tibie do tzv. pes anserinus, což je společný úpon několika svalů (m. semitendinosus, m. sartorius a m. gracilis). Provádí flexi a vnitřní rotaci kolenního kloubu a extenzi, VR a addukci kyčelního kloubu. M. semimembranosus začíná velikou plochou šlachou na tuber ischiadicum. Při kolenním kloubu přechází v silnou šlachu a dělí se na tři pruhy. Přední pruh končí v blízkosti tuberositas tibiae, střední se upíná na mediální kondyl tibie a zadní pruh přechází v lig. popliteum obliquum. Tento sval provádí flexi a vnitřní rotaci kolenního kloubu a extenzi, addukci a VR kyčelního kloubu. [(Dylevský, 2000), (Nýdrle, 1992)]

M. sartorius a **m. gracilis** se stejně jako m. semitendinosus upínají do pes anserinus a provádějí flexi a vnitřní rotaci kolenního kloubu a flexi, ZR a abdukci kyčelního kloubu.

M. popliteus prochází po zadní ploše tibie na laterální stranu, proniká kolem menisku do kloubu a upíná se na zadní ploše laterálního kondylu femuru před úponem zadního postranního vazy. Přetržení šlachy m. popliteus (při úrazu) má za následek částečnou nestabilitu kolene. Naopak jeho kontraktura (pouřazová, pooperační) může být jednou z příčin omezení hybnosti kolene. (Dylevský, 2000)

3.1.9

Stabilizátor

y měkkého kolene

Stabilita kolenního kloubu je zajištěna svalovým a vazivovým aparátem. Rozlišujeme stabilizátory pasivní (statické), tj. hlavně vazy a menisky a dynamické (aktivní), tj. svaly a jejich fascie. Stabilita je v každém okamžiku dána souhrou funkce statických a dynamických stabilizátorů. Statické stabilizují kloub pouze mechanicky svojí pevností, zatímco dynamické jsou závislé na činnosti a napětí svalů (šlachy).

Statické stabilizátory

Statické stabilizátory se dále dělí na intrakapsulární a kapsulární.

Intrakapsulární stabilizátory (nitrokloubní struktury)

LCA, LCP (tzv. centrální stabilizátory, které zajišťují pevnost kolene v sagitální rovině)

mediální polovina kloubu: LCM + mediální meniskus + posteromediální část pouzdra s úponem m. semimembranosus + zadní část kloubního pouzdra

laterální polovina kloubu: LCL + laterální meniskus + posterolaterální část pouzdra + lig. popliteum arcuatum

Kapsulární stabilizátory

kloubní pouzdro (základní stabilizační aparát)

ligamenta: ventrálně lig. patellae, dorsálně lig. popliteum obliquum, mediální stabilizátory - LCM, pes anserinus, laterální stabilizátory - LCL, tractus iliotibialis (Valeš, 2004)

Tyto struktury se podílejí na stabilizaci kolene, aniž by je musel ovládat některý sval. Neplatí to ovšem stoprocentně, např. mediální postranní vaz a části kloubního pouzdra jsou napínány tahem svalů. Hlavní stabilizační funkce těchto struktur spočívá v jejich mechanické pevnosti. Každý z popsaných vazů stabilizuje kloub v některém směru. Např. zkřížené vazy zabraňují hlavně posunům tibie vzhledem k femuru v předozadním směru, zatímco mediální a laterální stabilizátory brání nestabilitě ve frontální rovině.

Dynamické stabilizátory

Tyto struktury jsou ovládány svalem a na svalovém tonu závisí jejich stabilizační efekt: *extenzorový aparát* (m. quadriceps femoris, retinacula patelae, lig. patellae), *mediální polovina kloubu*: pes anserinus (m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus), caput mediale m. gastrocnemii, *laterální polovina kloubu*: tractus iliotibialis, m. biceps femoris, caput laterale m. gastrocnemii, m. popliteus. (Valeš, 2004)

Pokud bychom vyloučili složku dynamických stabilizátorů, kloub bude volnější a naopak při zranění, kdy jsou svaly ve spasmu, bude vyšetření nebo centrace kloubu obtížná. V případě poranění statických stabilizátorů je důležité znát jejich dynamické synergisty, abychom mohli zajistit stabilitu alespoň vycvičením těchto svalů. Pro přední zkřížený vaz jsou to hamstringy, pro zadní zkřížený vaz m. quadriceps femoris. Stabilita závisí také na stupni flexe v kolenním kloubu. Největší je v plné extenzi vlivem uzamčení kloubu. Mechanismus uzamykání kloubu začíná v posledních 10° extenze, kdy se tibia rotuje zevně asi o 20°. (Nýdrle, 1992)

Na tomto ději se podílejí 3 faktory: nestejný profil a rozdílný obvod femorálních kondylů, nestejný tvar obou tibiálních kloubních ploch, nestejný směr vláken obou postranních vazů.

Díky mechanismu uzamykání, napjatým dynamickým a statickým stabilizátorům, je plná extenze nejstabilnější polohou kolenního kloubu.

3.1.10

Nestabilita

(instabilita) kolenního kloubu

Nestabilita, která se dělí na mediální, laterální a hyperextenzní, vzniká poruchou stabilizátorů. Koordinace mezi vazivovým a svalovým systémem je zajištěna pomocí kinetického neuromuskulárního řetězce dle Payera. Při pohybu a při působení vnějších sil dochází k dráždění neuroreceptorů, lokalizovaných hlavně ve zkřížených vazech a kloubním pouzdře. Tyto proprioceptory prostřednictvím sensitivních nervových vláken informují CNS o postavení kloubu, jeho pohybu a hlavně napětí vazů. Tyto informace jsou zpracované v CNS a motorickými nervovými drahami je působením příslušných svalů zajištěna činnost kloubu. A proto zásah do kloubních struktur operací či úrazem se v první řadě odrazí na stavu a funkci svalového systému. (Kožák, 2000)

Mediální nestabilita

Tato nestabilita je nejčastější, tvoří až 90 % všech poranění vazivového aparátu kolenního kloubu.

1. stupeň: dochází k poškození mediálních kapsulárních struktur, jehož následkem je přetržení LCM včetně kloubního pouzdra. Další násilí poté způsobí poranění mediálního menisku.

2. stupeň: dochází k poškození jednoho z obou zkřížených vazů, které má za následek dvě různé varianty nestability:

- anteromediální nestabilita

- poranění lig. collaterale mediale + LCA

- „unhappy trias“ současné poranění lig. collaterale med., LCA a poranění vnitřního menisku

- posteromediální nestabilita

3. stupeň: působením velkého násilí na extendovaný kloub ze zevní strany dochází k přetržení všech mediálních kapsulárních stabilizátorů a následnému roztržení obou zkřížených vazů. Může dojít i k rozdrčení laterálního menisku. (Ditmar, 1995)

Laterální nestabilita

K této nestabilitě dochází jen asi u 5 % všech poranění vazivového aparátu kolene. Její příčinou je násilná addukce se ZR či VR bérce a přímé mediální násilí.

1. stupeň: dochází k roztržení LCL s kloubním pouzdem a zevním meniskem, poškozena může být i šlacha m. popliteus

2. stupeň: poškozením postranního vazů, LCA a zevního menisku dochází k anterolaterální nestabilitě (může být poškozen i tractus iliotibialis a m. biceps femoris)

3. stupeň: působením přímého násilí na vnitřní stranu kloubu v extenzi dochází k poškození obou zkřížených vazů a caput laterale m. gastrocnemii, kromě zevního menisku může být poškozen i vnitřní meniskus. Jedná se o jedno z nejzávažnějších poranění kolenního kloubu. (Ditmar, 1995)

Hyperextenzní nestabilita

K hyperextenzní nestabilitě dochází jen ve vzácných případech, svými důsledky ale patří mezi nejzávažnější. Vzniká při hyperextenzi kolenního kloubu při přímém hyperextenzním násilí nebo v případech, kdy se k hyperextenzi přidá zároveň abdukce či addukce.

3.2 Kineziologie kolenního kloubu

Kolenní kloub umožňuje přizpůsobovat délku končetiny potřebám lokomoce, měnit vzdálenost trupu od terénu, po kterém se pohybujeme. Pohyb v kolenním kloubu zajišťují skupiny flexorů a extenzorů společně s m. popliteus. Protože ale dlouhé svalové řetězce zasahují pomocí iliotibiálního traktu až za kolenní kloub, mají vliv i na pohyb v kolenním kloubu. (Véle, 2006)

Flexe v koleni je možná do 120° a pasivní flexe až do 140° podle stavu m. rectus femoris a objemu stehna a lýtky. Na flexi se podílí skupina svalů zadní strany stehna, zvaných hamstringy. Do této skupiny patří m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Jsou to dvoukloubové svaly spojující pánev s tibií. Flekční funkce závisí na postavení pánve, protože čím je vyšší anteverze pánve, tím stoupá účinnost flexorů kolena. Při maximální anteverzi pánve není možné udržet koleno v extenzi. Flexory kolena mají výraznou tendenci ke zkrácení. Na flexi se částečně podílí i m. sartorius a m. gracilis. [(Čech, 1986), (Véle, 2006)]

Extenze v kolenním kloubu je pohyb do nulového postavení. Je možná i hyperextenze (až do 10°, max. 15°). Hlavním extensorem je m. quadriceps femoris, který se skládá z mm. vasti a m. rectus femoris. M. quadriceps femoris vyvine jako celek moment síly přes 40 kg, z toho asi jen 1/5 síly připadá na m. rectus femoris. Největší tendenci k poruchám má m. vastus medialis, velmi snadno atrofuje např. při bolestech v koleni při poškození menisků. Účinnost m. rectus femoris je závislá na postavení kyčle. Při flexi v kyčli je jeho extenční účinek na bérec menší než při extenzi. M. quadriceps jako celek je důležitý pro chůzi. [(Čech, 1986), (Véle, 2006)]

Rotace je do určité míry závislá na flexi, neboť stupeň flexe ovlivňuje i rozsah rotací. Vlastní rotační děj je závislý hlavně na uspořádání vazivového aparátu a jeho

vztahu ke kostním strukturám. Rozlišujeme rotaci zevní (cca 15-30°) a vnitřní (max. do 40°). Mezi laterální rotátory patří m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Funkci mediálních rotátorů plní m. sartorius, semisvaly a m. gracilis. Samostatným mediálním rotátorem je m. popliteus. Tento sval má komplikovaný průběh a je přístupný v popliteální jamce. Od laterálního kondylu femuru, před úponem zevního postranního vazy, přechází do kloubního pouzdra a upíná se na zadní straně horního okraje tibie. Je důležitý při odemknutí kolenního zámku a rozsah rotace závisí na stupni flexe kolena. Maximální rotaci v koleni provedeme při jeho flexi v úhlu cca 80°, kdy může dosáhnout až 60°. Kvůli uzamčení kolena je při extenzi v koleni rotace nulová. Extenze kolena jde vždy spolu s laterální rotací v terminální fázi pohybu. V iniciační fázi flexe kolena je vždy prováděna mediální rotace. [(Čech, 1986), (Véle, 2006)]

3.3 Biomechanika kolenního kloubu

Koleno je nejnámáhavějším a biomechanicky nejsložitějším kloubem lidského těla. Kolenní kloub má jako nosný kloub dolní končetiny dvě hlavní funkce: umožňuje potřebný rozsah pohybů mezi stehnem a bércelem a současně zajišťuje optimální přenos tlakových sil vzniklých činnostmi svalů a hmotností těla. [(Linc, 1988), (Rybka, 1993)]

Nesoustředné zakřivení kondylů femuru a mělké jamky kondylů tibie spolu s funkčním vlivem vazivového aparátu umožňuje kolennímu kloubu celkem pět ze šesti stupňů volnosti, Jsou to tři stupně volnosti v rotaci a dva stupně volnosti v posunu. Pružné spojení a stabilita femorální a tibiální části kloubu je zajištěna zejména zkříženými vazy, jež jsou mezi kondylly a postranními vazy. (Nedoma, 2006)

Základním pohybem je flexe a extenze

Flexe kolenního kloubu probíhá v několika fázích. Začínající flexe (prvních 5 stupňů) je provázena tzv. *počáteční rotací*. Zevní kondyl femuru se otáčí, vnitřní se posouvá. V této fázi pohybu se kolenní kloub odemkne. Následuje *valivý pohyb* - femur se valí po tibii a po obou meniscích. V závěrečné fázi flexe – *klouzavý pohyb* kondylů femuru po tibiálním plató - stále se zmenšuje kontakt femuru s tibii a menisky se posouvají po tibii dozadu. Flexe kolenního kloubu se tedy dokončuje v meniskotibiálním spojení, přičemž posun zevního menisku po tibii je mnohem větší (asi 12 mm) než posun vnitřního menisku (asi 6 mm). Flexi kolenního kloubu jistí zkřížené vazy, které

brání posunům artikulujících kostí. Česka klouže při flexi distálně, při extenzi proximálně. Rozsah jejího posunu je 5 - 7 cm. (Otáhal, 2010)

Fáze extenze probíhá při tzv. uzamčení kolenního kloubu v obráceném pořadí než flexe. Nejprve posuvný pohyb dopředu, poté valivý pohyb a nakonec závěrečná rotace opačného směru než počáteční. Zajištění kloubu v extenzi je provedeno tahem kolaterálních vazů. Extenzory jsou třikrát silnější než flexory.

Rotace femuru se vzhledem k tibií uplatní hlavně v krajních polohách, většinou jde o kombinaci valivého a klouzavého pohybu (Nýdrle, 1992).

Příčinou těchto pohybů jsou nerovnosti a variability v kolenním kloubu dané tvarem kloubních ploch. Při pohledu z boku je zřejmé, že střed kloubu se s rostoucí flexí mění. Není tedy možné určit fixní osu pohybu a hovoříme o tzv. „instantním centru rotace“. Tento složitý pohyb korigují hlavně zkřížené vazy a postranní vazy stabilizují vzájemně komunikující kosti. (Bartoníček, 2004)

Biomechanika zkřížených vazů

Zkřížené vazy jsou hlavními stabilizátory kolenního kloubu. Koordinují klouzavý a valivý pohyb femorálních kondylů po tibií. LCA brání pohybu tibie směrem dopředu a LCP brání pohybu tibie směrem dozadu. Koordinuje také rotační pohyby v koleni a v určitém stupni páčení bérce do valgozity a varozity, brání i rozevírání kloubní štěrbiny.

Podle statistik je v případech akutního poranění kolene s hemartrosem až v 70 % přítomno poranění zkříženého vazů. Většinou dojde k poranění LCA, jehož izolované poranění není vzácné, kdy ostatní stabilizátory a kloubní struktury jsou bez vážnějšího poranění. Přetržení LCA není nijak vzácné. Mechanismus úrazu může být různý: páčení bérce do strany spojené s rotací v extenzi nebo lehké flexi, dopad na napjatou rotovanou dolní končetinu nebo tah extenzorového aparátu. (Pavlů, 2003) Další důležitou funkcí zkřížených vazů je zabraňování hyperextenzi kolene. Z toho plyne, že k jejich poranění může vést i extrémní hyperextenze kolenního kloubu.

Biomechanika menisků

Menisky plní důležité funkce: stabilizují kolenní kloub (statické stabilizátory), zlepšují kongruenci femuru a tibie (zejména v laterální polovině kloubu) a roztíráním kloubního synoviálního moku zajišťují výživu kloubních chrupavek.

Během zatížení přenášejí menisky 50% v extenzi a 85% zatížení během flexe a celkově při chůzi. Z anatomických poměrů vyplývá, že zadní rohy menisků jsou více zatěžovány než přední rohy (50% vnitřní a 70% zevní meniskus). Mezi nejčastější poranění menisků patří zranění zadních rohů vnitřního menisku. [(Chaloupka, 2001), (Nýdrle, 1992)]

Opakovaně byly předloženy přesvědčivé důkazy, že jinak zdravý kolenní kloub, 5 až 15 let po menisektomii, vykazuje jasné degenerativní změny v operované polovině kloubu, viditelné i na rtg snímku. Pokud je kloub více poškozen, např. následkem přetržení LCA, vyjmutí menisku zhorší celou situaci a také zvětší nestabilitu. (Pavlů, 2003)

Biomechanika patelofemorálního skloubení (Dylevský, 1997)

Patela tvoří jakousi kladku, která způsobuje změnu směru tahu m. quadriceps. Čím více je koleno ohnuté, tím větší je změna směru tohoto tahu a tím větší je i dostředivá síla, která tlačí patelu proti kloubní ploše femuru. Pokud je takové zatížení abnormálně velké (dlouhodobé zamětnání ve dřepu nebo kleku, sport - vzpěrači apod.), může dojít k poškození chrupavky na patele. Příčiny poškození mohou být i jiné. Na patele se nachází nejtlustší vrstva chrupavky v celém těle (až 7 mm). Vzhledem k tomu, že je chrupavka kloubu živena zásadně difúzí z kloubu (živiny a kyslík přináší synoviální tekutina), je výživa tak tlusté chrupavky obtížná. Každá situace kdy je ohrožena výživa pak postihne především patelu. Synovialitida, výpotek v kloubu jakéhokoliv původu (úraz, kloubní nestabilita, revmatické onemocnění, apod.), zhorší výživu chrupavek. Také znehybnění sádrou či jinou fixací má stejný účinek.

Osové uspořádání v kloubu závisí na vzájemném vztahu jednotlivých složek tzv. extenzního aparátu kolenního kloubu. Osa tahu při kontrakci m. quadriceps směřuje na bérci lehce mediálně. Osa lig. patellae je odkloněna mírně laterálně. Obě osy svírají poměrně ostrý 10 - 15 stupňový, tzv. Q úhel. Q úhel můžeme měřit pomocí tří hmatných bodů: spina iliaca anterior inferior, střed pately a tuberositas tibiae. Patela má při kontrakci m. quadriceps tendenci k laterálnímu posunu (efekt napjatého luku).

Popsané struktury fixující patelu, této lateralizaci zabraňují. Je-li Q úhel větší než 20° (dysbalance m. quadriceps při atrofii m. vagus medialis), je patela tažena silou překračující možnost stabilizátorů pately a dochází k subluxaci ve femoropatelním skloubení.

Biomechanika dynamických stabilizátorů

Dynamické stabilizátory jsou převážně svaly upínající se v oblasti kolenního kloubu.

Extenzorový aparát, hlavně m. quadriceps femoris, je synergistou zadního zkříženého vazy. Proto při postižení ZZV cvičíme nejvíce právě m. quadriceps. M. quadriceps a jeho správné fungování má velký význam při chůzi. V druhé části oporné fáze dochází u stojné končetiny k extenzi v koleni spojené s odvíjením paty. Největší podíl na práci svalu má m. vastus intermedius, hlavně v počáteční fázi extenze. Poté dochází k uzamknutí kolena, tudíž práce extenzorů není nutná. Během rychlejší chůze se zvyšuje aktivita svalů a tím stoupá potřeba udržení extenze v koleni. V neposlední řadě je extenzorový aparát důležitý u dosažení stoje. To se projevuje hlavně u dlouhodobě ležících, kdy při pokusu o vertikalizaci se končetiny „podlamují“ a pacient není schopen udržet se ve stoji bez opory. (Véle, 2006)

Hamstringy jako flexory kolene, jsou synergisté předního zkříženého vazy, takže při poškození PZV bychom se měli zaměřit na posílení těchto svalových skupin. Jak již bylo uvedeno, m. quadriceps je zásadní při vzpřimování a vertikalizaci, totéž ovšem platí i pro hamstringy. Např. při vstávání ze sedu, kdy se extenduje koleno pomocí m. rectus femoris a mm. vasti, se současně aktivují i flexory kolena. Obě svalové skupiny jsou dvoukloubové, proto m. rectus femoris extenduje koleno a flektuje kyčel a flexory flektují koleno a extendují kyčel. To je v rozporu se zásadou reciproční inervace, která říká, že je-li agonista (m. quadriceps femoris) aktivován, je jeho antagonist (tj. flexory kolene) inhibován. Tento fenomén se popisuje jako **Lombardův paradox**. Jeho mechanismus lze vysvětlit funkcí dvojice sil, která působí na udržení polohy a stabilizované vedení pohybu. Kokontrakce agonistů s antagonisty je důležitým stabilizačním mechanismem řízeným centrálně a při jeho selhání se kolena automaticky podlamují! Proto bychom u dlouhodobě ležících neměli zapomínat ani na posílení hamstringů. Flexory kolena mají tendenci ke zkracování a je nutné správné polohování. (Véle, 2006)

Přenos tlakových sil v kloubu

Funkce kolenního kloubu je spjata s přenosem tlakových sil. Tyto síly vznikají jak působením hmotnosti těla, tak aktivní svalovou činností. Tlakové síly působící na kloub jsou značné. Morrison (1968) uvádí, že v některých fázích chůze je velikost těchto sil až čtyřikrát větší než tíha těla. Kloubní plochy femuru a tibie jsou proti jiným nosným kloubům dolní končetiny téměř inkongruentní a schopné elastické deformace. Podle Maqueta (1975) i Kurosawy (1980) se na přenosu tlakových sil podílejí tři struktury: menisky, hyalinní kloubní chrupavka a subchondrální spongiózní kost. Všechny tyto struktury jsou schopné elastické deformace. (Čech, 1986)

Průběh deformace v závislosti na velikosti tlakové síly dle Kurosawy: V první, *tzv. inkongruentní fázi* při působení tlakové síly 500 N je kontakt obou kostí zprostředkován hlavně menisky a částečně v obou oblastech tibiálních kondylů přímým kontaktem kloubních chrupavek artikulujících kostí. Část kloubní plochy v centru obou kondylů tibie nekrytá menisky však zůstává bez kontaktu a to zvláště na laterálním kondylu tibie. V této fázi dochází k elastické deformaci obou menisků a kloubní chrupavky. V druhé, *tzv. kongruentní fázi* při působení tlakové síly 1000 N jsou kloubní plochy v plném kontaktu, včetně centrálních částí obou tibiálních kondylů. Kromě menisků a kloubní chrupavky dochází k elastické deformaci subchondrální spongiózní kosti. (Čech, 1986)

Hlavní úlohu v adaptaci povrchu při působení tlakových sil mají menisky a hyalinní kloubní chrupavka. Zesílení kloubní chrupavky nalezneme na místech, kde jsou kloubní plochy inkongruentní (laterální kondyl tibie). Ztluštění kloubní chrupavky nalezneme i v dorzální části femorálních kondylů, kde je zakřivení mnohem větší než v ostatních částech kondylů. Naproti tomu, je-li dotyk obou artikulujících kostí zprostředkován menisky, dochází na tibiálním plató k zeslabení kloubní chrupavky. Menisky mají významnou úlohu při přenosu tlakových sil v kolenním kloubu. Podílí se na distribuci působící tlakové síly na celé tibiální plató. Současně spolu s chrupavkou působí jako pružnickový systém, který tlumí nárazy artikulujících kostí, např. při doskocích. Oba femorotibiální klouby se rovnoměrně podílejí na přenosu tlakových sil. (Čech, 1986)

3.4 Chrupavka kolena (Višňa, 2006)

Kloubní chrupavka představuje vysoce specifickou a specializovanou tkáň. Zdravá kloubní chrupavka je podmínkou dobré funkce každého kloubu, jakékoliv její poranění může zásadně změnit u dospělého člověka aktivní životní styl. Studie z roku 2000 prokázala, že muži mají více chrupavky ve všech prostorech kolenního kloubu než ženy (Jones et al., 2000).

Závažná poškození chrupavky kolena mohou být důvodem invalidizace poraněného, zanechávají trvalé následky, ovlivňují a limitují výkonnost v celém dalším pracovním životě.

Etiologicky rozlišujeme tři základní principy vzniku chondrálního či osteochondrálního defektu kolenní chrupavky. První typ defektu je defekt vzniklý na podkladě disekující osteochondrózy. Další skupinou jsou poškození chrupavky na podkladě traumatizace. A poslední skupinu tvoří defekty vzniklé na základě předchozího poškození chrupavky či iniciální fáze degenerativních změn kolenního kloubu. (Havlas, 2001)

Kontaktní plochy kloubu jsou kryty hyalinní chrupavkou. Chrupavka zajišťuje minimální tření a mechanické tlumení nárazů, hyalinní chrupavka má pouze omezenou schopnost reparace. Povrchní defekty mohou zůstat dlouho beze změn, zvýšená mechanická zátěž však vede k progresi. (Podškubka, 2000)

Jednou z nejzávažnějších poruch je poškození kloubní chrupavky v plné tloušťce, zvláště zátěžové ploše nosných kloubů. Tyto defekty mají pouze nízkou schopnost regenerace, mohou odstartovat a urychlit rozvoj degenerativních procesů v kloubu a v konečném stadiu mohou vést až k rozvoji osteoartrózy.

Kloubní chrupavka v zatěžované oblasti je schopna dlouhodobě odolávat tlakům až do čtyřnásobku tělesné hmotnosti. Její pevnost a odolnost je podmíněna obsahem proteoglykanů a specifickým uspořádáním kloubních fibril v povrchové a přechodné zóně chrupavky. Odolnost chrupavky se v průběhu života snižuje. Statisticky je prokázáno, že osteoartróza postihuje více než 10% obyvatel a ve věku na 75 let má klinické projevy osteoartrózy více než 60% populace. Je známo, že ženy mají 1,5-4 krát

vyšší riziko osteoartrózy než muži a že osteoartróza mediálního kompartmentu je 4 krát častější než laterálního. [(Jones et al., 2000), (Pavelka et al., 2003), (Sosna, 2001)]

Osteoartróza je nezánettivé degenerativní kloubní onemocnění, kdy dochází k nadměrnému opotřebení kloubní chrupavky subchondrální sklerózou, tvorbou osteofytů a změnami měkkých tkání. Příčinou osteoartrózy je degenerace chrupavky, která souvisí především s její nedostatečnou obnovou. Jedním ze základních projevů je snížení počtu proteoglykanů a následná ztráta ochranných elastických vlastností matrix s uvolněním štěpných produktů proteoglykanů do synoviální tekutiny, kde vyvolají zánětlivou odpověď synoviálních membrán. Z etiologického hlediska se dělí osteoartróza na primární (idiopatickou), kdy je příčina nejasná, uplatňují se zde faktory genetické, nadváha, přetěžování kloubu a vyskytuje se častěji u žen, a sekundární, u které mohou přispět ke zrychlenému opotřebení chrupavky kolena stavy, jako jsou např. úrazy, trvalé přetížení vysoké intenzity, vývojové vady, hemofilie atd. (Dungl, 2005)

Kloubní chrupavka představuje specializovanou mezenchymální tkáň, ve které má mezibuněčná hmota pevnou konzistenci. Mezibuněčná hmota dodává chrupavce pevnost a pružnost a tím jí umožňuje odolávat mechanickým stresům bez trvalé deformace. Pružnost a hladký povrch chrupavky tlumí nárazy při dopadu a umožňuje kostem v kloubech hladký klouzavý pohyb. Stav kloubní chrupavky je rozhodující pro určení biologického stáří kloubu. Pružnost kloubních chrupavek s věkem klesá a snižuje se i jejich výška. Např. „nezatížená“ kloubní chrupavka je vystavena trvalému tlaku 6 -8 kg na 1 ^{cm²}, který vyvolává svalový tonus.

Intraartikulární chrupavka má charakter chrupavky hyalinní, neobsahuje nervy ani cévy. Na povrchu chrupavky se nachází tzv. chondrální membrána (vrstva polysacharidů), která svým lubrikačním efektem snižuje tření. Hyalinní chrupavka má pozoruhodné mechanické vlastnosti. Např. koeficient tření je 15násobně nižší, než je prostředí led-led, a to i v případě několikanásobně vyššího zatížení nežli hmotností vlastního těla. Výživa chrupavky je zabezpečována jednak difuzí ze synoviální tekutiny a z druhé poloviny ze subchondrálních cév. Pro chrupavku je typická nízká koncentrace kyslíku a anaerobní mechanismus. Pomalý metabolismus je důvodem zdoluhavých reparačních procesů v chrupavce, proto se poškození chrupavky hojí řadu měsíců. [(Mankin et al., 1971), (Višňa et al., 2004), (Višňa et al., 1999)]

Synoviální tekutina

Synoviální tekutina je průhledná, bezbarvá nebo slabě nažloutlá kapalina. V kolenním kloubu se za fyziologický považuje objem synoviální tekutiny do 4 ml. Synoviální tekutina je viskózní a má newtonovské vlastnosti. Jde o derivát krevní plasmy, který produkuje synoviální membrána vystylající kloubní pouzdro. Její viskoelastické vlastnosti se mění s věkem. Při zánětlivých, degenerativních i traumatických a mechanických afekcích se obvykle snižuje viskozita synoviální tekutiny. Z biomechanického hlediska je důležitý vliv synoviální tekutiny na zvýšení pružnosti kloubní chrupavky a snížení tření v kloubu. [(Janura, 2003), (Valenta, 1997)]

Synoviální tekutina je krystaloidní filtrát krve, prošlý synoviální membránou. Její hlavní složkou je polysacharidová hyaluronová tekutina. Synoviální tekutina má vysokou dynamickou viskozitu při nízkých rychlostech smykové deformace a elasticitu a tvoří typický roztok v koncentraci (0,5-2) mg/ml hyaluronové kyseliny. Přítomnost makromolekul kys. hyaluronové způsobuje, že synoviální tekutina má vysoce newtonovské bioreologické vlastnosti. Jsou to: se zvyšováním rychlosti smykové deformace, klesá viskozita a odpor synoviální tekutiny vůči smyku / při smykovém napětí, synoviální tekutina vyvolává síly, kolmé ke směru toku / jestliže synoviální tekutina je podrobena smykovému napětí, pak část mechanické energie je elasticky uložena v deformaci proteinového komplexu. (Valenta, 1997)

Tyto vlastnosti hrají významnou roli při mazání synoviálních kloubů. Např. kapalina z revmatického kloubu, prakticky ztrácí všechny tyto vlastnosti.

3.4.1

Složení a

struktura chrupavky

Kloubní chrupavka je velmi trvanlivou a odolnou tkání, která je schopna dlouhodobě odolávat cyklickému zatížení, snáší vysoký kontaktní tlak, který odpovídá čtyřnásobku tělesné hmotnosti, a přitom funguje uspokojivě během převážné části života (Pavelka, 2003).

Ve zdravé chrupavce je za normálních okolností zastoupen jen jeden typ buněk, kterými jsou chondrocyty. Chondrocyty jsou zodpovědné za syntézu a udržování stability vnitřního prostředí mezibuněčné hmoty. K základním součástem mezibuněčné

hmoty kloubní chrupavky patří kolageny, proteoglykany, kyselina hyaluronová, glykoproteiny a voda.

Kolagen ve formě vláken a fibril vytváří síťovinu, která dává chrupavce tvar. Asi z 90-95 % je tato síťovina tvořena kolagenem II. typu, dále je častý kolagen typu IX., odpovědný především za ukotvení proteoglykanů v síti a kolagen typu VI., který vytváří matrix obklopující chondrocyty a tím zabezpečuje jejich mechanickou ochranu. *Proteoglykany* chrupavky obsahují chondroitin-4-sulfát, chondroitin-6-sulfát a keratansulfát, které jsou kovalentně vázány k osovým proteinům. V síti kolagenních fibril jsou imobilizovány molekuly agrakanu, což je obrovský, pro chrupavku specifický proteoglykan. Na proteinové jádro agrekanu je navázáno asi 100 řetězců chondroitinsulfátu a 30 řetězců keratansulfátu. Agrekan patří mezi proteiny vážící se na kyselinu hyaluronovou a vytváří proteoglykanové agregáty, které zvyšují odolnost tkáně proti kompresi a zlepšují její pružnost. *Kyselina hyaluronová* se také vyskytuje v synoviální tekutině, kde přispívá k viskoelasticitě a stabilitě vnitřního prostředí. Další významnou složkou jsou *glykoproteiny*, kam patří spojovací protein, fibronectin a chondronektin, které zvyšují přilnavost chondrocytů ke kolagenu matrix. (Višňa, 2006)

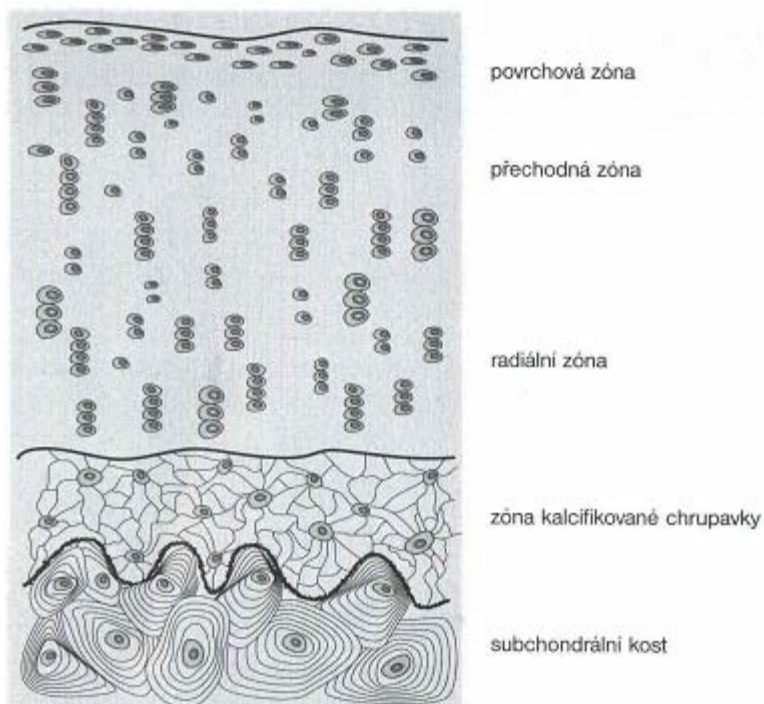
Chondrocyty tvoří méně než 10% hmotnosti vlastní chrupavky, zbylých 90% hmotnosti je tvořeno mezibuněčnou hmotou, která má vysoký podíl obsahu vody. Voda je nejvíce zastoupenou složkou v kloubní chrupavce (65-85%) hmotnosti tkáně a je po tloušťce chrupavky nerovnoměrně rozdělena, 80% vody je na povrchu a 65% v hlubší vrstvě. Kloubní chrupavka ve svém obvodu navazuje na synoviální membránu kloubního pouzdra, která produkuje synoviální tekutinu. (Valenta, 1997)

Složení, struktura a mechanické vlastnosti chrupavky se po tloušťce výrazně mění. Chrupavku lze tedy rozdělit na 4 základní zóny: povrchová, přechodná, radiální a zóna kalcifikované chrupavky (mineralizovaná zóna). Jednotlivé zóny nejsou ostře ohraničeny a vzájemně se stírají. Buňky v jednotlivých zónách se neliší jen tvarem, velikostí a orientací ke kloubnímu povrchu, ale i metabolickou aktivitou. Síla chrupavky v kolenním kloubu je cca 4-5 mm, nejsilnější vrstva chrupavky je na patele – 7 mm. Síla chrupavky nebývá vždy všude stejná, např. na tibii, kde na laterální straně je síla chrupavky (3, 51 mm) větší než na straně mediální (2, 42 mm). [(Valenta, 1997), (Višňa et al., 2004), Mow et al., 1992)]

Povrchová vrstva je nejslabší vrstvou a tvoří kloubní povrch. Tvoří ji zejména jemné, husté svazky kolagenních fibril, rozmístěných rovnoběžně s kloubním povrchem. V této vrstvě je nízká koncentrace proteoglykanů a vysoká hustota podlouhlých chondrocytů, přičemž jejich podélná osa je rovnoběžná s povrchem. Povrch kloubní chrupavky je mírně zvlněn.

V **přechodové vrstvě** jsou kolagenní fibrily uspořádány náhodně. Vzdálenost mezi fibrilami je velká a je zde nevláknitá hmota a voda. Buňky mají kulatý tvar a jsou odděleny okolní matricí.

V **hluboké vrstvě** buňky vytvářejí štíhlé sloupce, rovnoběžné s radiálně orientovanými svazky kolagenních vláken. Průměr vláken i koncentrace proteoglykanů se zvyšuje. Velké svazky vláken vstupují do přechodové stopy, která je hranicí mezi zvápenatělou a nezvápenatělou chrupavkou, což je přechod kloubní chrupavky do kosti.



Obrázek č. 6 Schéma struktury chrupavky ve světelné mikroskopii (Višňa, 2006)

Vrstva kalcifikované

chrupavky odděluje hyalinní chrupavku od subchondrální kosti a obsahuje menší množství malých buněk. Rozhraní kalcifikované a nekalcifikované chrupavky se označuje jako „tide mark“. Kalcifikovaná chrupavka působí jako přechodová vrstva mezi poddajnou chrupavkou a subchondrální kostí a zabezpečuje zvlnění

povrchu, což může přispět k transformaci smykových

napětí na tlaková napětí a tím omezit možnost odlupování chrupavky. Subchondrální kost spolupůsobí při optimálním přerozdělování a přenosu sil a rovněž jako zdroj buněk pro hojení kloubní chrupavky. Tato vrstva chrupavky prodělává v průběhu života největší změny a ve stáří má již jen asi poloviční tloušťku. [(Dungl, 2005), (Dylevský, 1997), (Shah et al., 2007), (Valenta, 1997)]

3.4.2

Propustnos

t (permeabilita) kloubní chrupavky

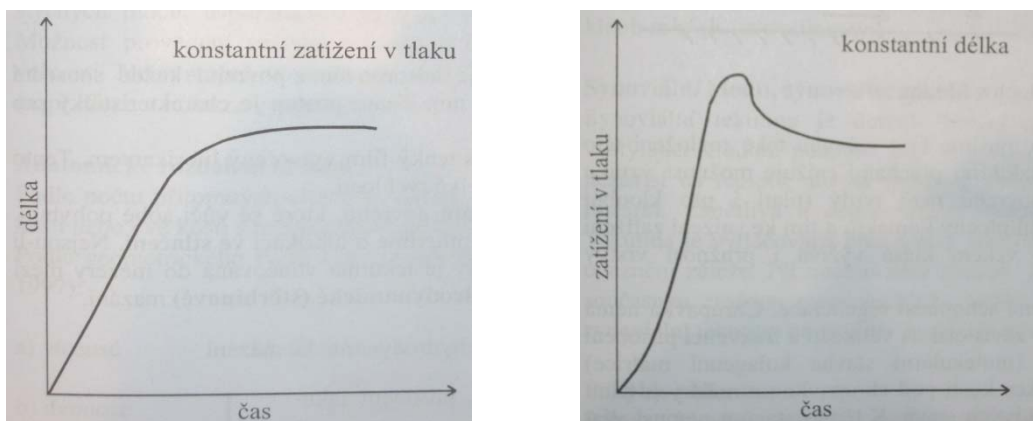
Pohyb vmezežené kapaliny uvnitř chrupavky a napříč povrchem chrupavky jsou dva základní jevy, které ovládají mechanickou odezvu, mazání synoviálních kloubů a biologickou integritu tkáně (výživa chondrocytů dospělé chrupavky). Obsah vody v chrupavce je přibližně konstantní (1/4 pod povrchem), dále klesá. (Valenta, 1997)

Kloubní chrupavka má ve své hmotě submikroskopické otvory (cca 6 nm), kterými je do a z chrupavky vtlačována a vytlačována synoviální tekutina. V biomechanice chrupavky hraje prostup této tekutiny naprosto klíčovou roli – chování chrupavky při deformaci je v podstatě určováno stupněm její nasycenosti synoviální tekutinou. (Dylevský, 2007)

Schopnost chrupavky absorbovat synoviální tekutinu má značný význam pro snížení tření stykových ploch jejich mazáním. Tato vlastnost je zásadní pro správnou funkci chrupavky. Permeabilita chrupavky je silně závislá na stupni jejího zatížení a deformaci a ovlivňuje tloušťku vmezeženého filmu synoviální tekutiny. Má značný význam pro snížení tření styčných ploch a jejich „mazání“. Hodnoty součinitele tření mezi kloubními povrchy se pohybují v rozmezí $f = 0,001-0,02$. [(Karas, 1978), (Vavreka, 1997)]

Permeabilita chrupavky se s rostoucím tlakem a zvětšující se deformací snižuje. Při konstantní zátěži (kompresi) tedy nedochází ke konstantní deformaci. Ta se zvyšuje v čase s postupným vytlačováním tekutiny až do okamžiku, kdy nejde více tekutiny vyloučit. Creep závisí na velikosti zátěže, tloušťce vrstvy chrupavky a její permeabilitě. Vytlačovaná tekutina přispívá k lubrikaci povrchu kloubu a je zpětně reabsorbována s poklesem zátěže. Při napěťové relaxaci je počáteční stlačení příčinou nárůstu zatížení chrupavky, ale to se postupně snižuje. Jeho hodnota se po určité době blíží konstantní velikosti. (Janura, 2003)

Na obr. 7 a 8: Creep – závislost délky na čase při konstantním zatížení chrupavky v tlaku, Napěťová relaxace – závislost velikosti deformace chrupavky na čase při konstantní délce



Obrázek č. 8 Creep (Janura, 2003) Obrázek č. 7 Napět'ová relaxace (Janura, 2003)

Creep chrupavky při tlakovém zatížení a relaxaci

Biomechanická a biochemická vyšetření ukazují, že hyalinní chrupavka je viskoelastický a anizotropní biomateriál, jehož zatížením se kromě krátkodobé deformační odezvy projeví i pozvolný nárůst deformace (tečení – creep). Celý průběh tohoto procesu, včetně pozvolného poklesu nutné zátěžové síly nezbytné k udržení deformace, svědčí pro představu, že kolagenní vlákna nejsou „nosnými pilíři“ kloubních chrupavek. Vlákna spíše tvoří kotevní síť pro proteoglykany, které jsou vzhledem k prostorovému uspořádání své molekuly a vazbě vody hlavními nositeli viskoelastických vlastností chrupavky. (Dylevský, 2007)

Creep chrupavky lze experimentálně uskutečnit pomocí tuhého a vysoce propustného filtru. Válcový vzorek tkáně je umístěn v nepropustné komoře. Ztráta objemu vmezežené tekutiny ve vzorku, v důsledku jeho vytlačení, je parametrem, který řídí rychlost creepu chrupavky. Spojení subchondrální kosti s chrupavkou zůstává intaktní. V průběhu creepu dochází ke zhutňování hlubších vrstev vzorku, creep postupně ustává, a je dosaženo ustáleného stavu, tzn. homogenního stlačení vzorku. Při relaxaci chrupavky nedochází k vylučování vody, ale k jejímu přerozdělení uvnitř tkáně. Tento proces pokračuje tak dlouho, dokud relativní pohyb kapaliny nevymizí. Relaxační proces je asi 4krát rychlejší než creep. V průběhu stlačení se kapalina vytlačuje a dochází ke vzrůstu tlakových napětí. V průběhu relaxace dochází k redistribuci kapaliny, což vede k odlehčení kompaktní oblasti na povrchu a tudíž k relaxaci napětí.

Při úplném odlehčení se chrupavka vrací do původního tvaru. [(Fung, 1993), (Valenta, 1997)]

3.4.3

Tribologie

Tribologie se zabývá naukou o tření kloubních ploch, jejich opotřebením a mazáním. Funkci fyziologického maziva zastupuje synoviální tekutina, která dodává pružnost hyalinní chrupavce a svými viskoelastickými vlastnostmi snižuje hodnotu tlakové síly. Pro výživu kloubní chrupavky je důležité její cyklické zatěžování během pohybu. Dojde-li k imobilizaci kloubu v určitém postavení, je v oblasti přímého kontaktu obou kloubních ploch chrupavka komprimována, což má za následek omezení difuze synoviální tekutiny a následné zhoršení výživy chrupavky. V nezatížených oblastech chrupavky vážne difuze synoviální tekutiny z opačných příčin. (Čech, 1986)

Mazání (lubrikace) kloubů (Valenta, 1997)

Lubrikační procesy jsou charakteristické vytvořením povlaku (filmu), který vzniká mezi povrchy chrupavek, a absorpcí lubrikantu v průběhu pohybu. Tento pohyb lze charakterizovat jako kombinaci valení a klouzání. Způsob mazání je ovlivněn především tvarem a kvalitou povrchů, rychlostí pohybu a velikostí zatížení. Velikost zatížení je závislá na lokomoci člověka, tj. na chůzi, běhu, sportovním výkonu apod., přičemž zatížená oblast se rychle mění. Např. v průběhu chůze po rovině je lidský kyčelní a kolenní kloub podroben zatížení, které přesahuje 6 kg. (Janura, 2003)

Elastohydrodynamické mazání: Normální zdravé synoviální klouby pracují se součinitelem tření v rozsahu 0,001-0,03 a kloubní povrchy mají nízké opotřebením. Optimální deformace chrupavky způsobuje nejen zvětšení nosných ploch kloubu, ale rovněž snižuje gradient rychlosti mezi kloubními povrchy. Pro zdravý lidský kyčelní a kolenní kloub může být tloušťka elastohydrodynamického filmu 1,25-1,3 μm .

Mazání prosakovanou tekutinou: Tento proces je založen na hydrostatickém mazání s vnitřním samočinným tlakovým zdrojem. Mazací tekutinová vrstva je tvořena vytlačenou vodou z celého povrchu chrupavky následkem jejího stlačování.

Proces mazání s uvážením stlačitelnosti mazací vrstvy: Tento proces mazání kloubu se děje bez vzájemného skluzu. Kloubní chrupavka, jako stlačitelný

dvousložkový materiál, se v oblasti zvýšených tlaků více deformuje a do uvolněné oblasti proudí mazivo, čímž se proces mazání stává účinnějším.

U patologických procesů, jako je např. osteoartróza, jsou výrazně změněny mechanické vlastnosti synoviální tekutiny a kloubní chrupavky. Mění se i proces mazání synoviálního kloubu, ztrácí se únosnost mazací vrstvy a dochází k postupnému poškozování chrupavky.

Tření

Z technického hlediska se tření chápe jako spolupůsobení kluzných povrchů tuhých komponent a maziva. Podle vzájemného vztahu komponent rozeznáváme různé mechanismy tření.

Tření je odpor, který působí ve styčné ploše dvou těles proti probíhajícímu či vznikajícímu pohybu. Velikost třecí síly závisí na součiniteli smykového tření f a na velikosti kolmé tlakové síly F_N , jíž jsou 2 tělesa k sobě přitisknuta. Tření se může měnit s rychlostí. (Karas, 1989)

Tření je způsobeno disipací energie, která je vyvolána relativním kluzným pohybem mezi povrchy v kontaktu. Třecí odpor vzniká z těchto příčin: přilnavostí jednoho povrchu k druhému, drsností povrchů a viskozitou mazací vrstvy, oddělující oba povrchy, jakož i vnitřní disipační energií materiálu včetně synoviální tekutiny. Třecí koeficient povrchů chrupavka - chrupavka se pohybuje okolo 0,01 – 0,04. U chrupavky je vnitřní tření vyvoláno prouděním vmezeřené kapaliny v pórech organické pevné matrice a viskoelastickými vlastnostmi pevné proteoglykanové kolagenní matrice. Tyto disipační mechanismy se vyskytují potud, pokud pohyb a zatížení kloubu způsobuje smykovou deformaci synoviální tekutiny a tok vmezeřené tekutiny matricí chrupavky (in vivo). (Valenta, 1997)

Při *hydrodynamickém tření* dochází k absolutnímu oddělení kluzných ploch mazacím filmem, což vede k velice nízkému koeficientu tření s minimálním opotřebením. Tento typ tření se vyskytuje u zdravých kloubů. Další typ tření je tzv. *suché tření*, tj. tření bez maziva. V tomto případě dochází k přímému kontaktu kontaktních ploch obou těles s velkou hodnotou koeficientu tření. U *mezného tření*, je jak přímý kontakt, tak i mezivrstva maziva. Tento druh tření se vyskytuje např. u kloubní endoprotézy. (Nedoma, 2006)

ické vlastnosti chrupavky

Hyalinní chrupavka je z biomechanického hlediska velmi porézní materiál, který je svým chováním podobný houbě schopné zadržet velké množství tekutiny. Proteoglykanové molekuly na sebe vážou obrovské množství vody a přítomnost některých molekul (kys. hyaluronová) výrazně zvyšují viskozitu mezibuněčné hmoty chrupavky. [(Dylevský, 2000), (Havlas, 2001)]

Mechanická odezva chrupavky je závislá nejen na jejím předchozím přetváření, ale rovněž na rychlosti deformace a na okolí (teplota, koncentrace iontů, pH). Rozhodující jsou dva mechanismy: vnitřní viskoelastická odezva makromolekulární pevné matrice (kolagen, proteoglykan) a relativní rychlost mezi pevnou maticí a vmezeřenou kapalinou (voda). (Valenta, 1997)

Pevnost chrupavky, její odolnost proti působícímu tlaku je podle Kempsona (1973), podmíněna uspořádáním především kolegních vláken, zatímco složka proteoglykanová se uplatňuje méně. Největší roli hraje paralelní uspořádání kolagenních vláken v povrchové vrstvě. Tyto svazky kolagenních vláken se při pohybu orientují ve směru hlavního pohybu. Při pohybu dochází i ke změnám uspořádání mezibuněčné hmoty ve vrstvě střední, zatímco uspořádání vláken ve vrstvě hluboké zůstává nezměněno. (Bozděch et al., 1990)

Mechanické nároky na chrupavku se vyznačují střídáním tlaku a odlehčení. Při zatížení v tlaku, vytékáním tekutiny z pórovité matrice, mění chrupavka svůj objem. V první fázi zatížení se uplatňují výrazné viskózní vlastnosti, následně dochází k vlastnímu zatížení vláknité matrice. Vzhledem ke značným viskoelastickým vlastnostem dochází při aplikaci rychlé zátěže ke zpevnění a zvýšení tuhosti chrupavky. [(Vavreka, 1997), Otáhal, 2010)]

Při kontaktu vznikají hlavní tahová napětí ve vrstvách, rovnoběžných s povrchem chrupavky a to po celé tloušťce tkáně s výjimkou plochy přímo pod kontaktem, kde jsou napětí tlaková [(Kempson, 1973), (Woo, 1980)].

Při jakémkoliv zatížení kloubní chrupavky dochází k její pružné deformaci, z amorfnní mezibuněčné hmoty chrupavek je nejdříve do kloubní štěrbin vytláčována synoviální tekutina a zároveň roste i denzita mezibuněčné hmoty. Již v počáteční fázi

zatížení, v tzv. hydraulické fázi deformace, se z kloubní chrupavky uvolňuje až 60% tekutiny, a nedochází tak k většímu zatížení vláknité komponenty chrupavky. Při odlehčení proudí synoviální tekutina opět zpátky do chrupavky, kam je nasávána osmotickými silami proteoglykanů. Pružnost kloubní chrupavky s věkem klesá a snižuje se i její výška. Nezatížená kloubní chrupavka kolenního kloubu je vystavena trvalému tlaku 6-8 kg/cm², který vyvolává samotný svalový tonus. Pokud není chrupavka dlouhodobě zatěžována, dochází k poruše látkové přeměny především v hlubokých vrstvách chrupavky a chondrocyty se rozpadávají. Pro látkovou přeměnu a regeneraci kloubních chrupavek je tedy optimální střídavé intermitentní zatěžování. [(Dylevský, 2007), (Dylevský, 2000)]

3.4.5

Úrazové

defekty chrupavky

Celková incidence traumatických lézí kloubní chrupavky je neznámá, protože klinicky může být izolované trauma kloubní chrupavky asymptomatické nebo se může projevit až po určitém čase. Udává se, že 5–10 % pacientů s akutním poúrazovým hemartrosem kolena má hluboký defekt kloubní chrupavky. (Butler et al., 1988), (Noyes et al., 1980)

Úrazové defekty chrupavky vznikají přímým nebo nepřímým mechanismem. Příkladem přímého mechanismu je přímý náraz na koleno při sportu nebo při dopravní nehodě. Většina defektů ale vzniká mechanismem nepřímým. U dětí a mladistvých se vlivem násilí šíří lomná linie až do subchondrální kosti, tudíž vznikají osteochondrální zlomeniny. U dospělých dochází spíše k lokálnímu poškození chrupavky. Jednou z nejzávažnějších poruch je poškození chrupavky v celé její tloušťce. Tyto defekty mají pouze nízkou schopnost regenerace, mohou začít bránit volnému bezbolestnému pohybu, odstartovat a urychlit rozvoj degenerativních procesů v kloubu a v konečném stádiu mohou vést až k rozvoji osteoartrózy. (Dunl, 2005)

Typickým příznakem poranění chrupavky je lokální palpační bolestivost v místě poškození. Odloučený fragment může způsobit blok kolena, případně jej lze vyhmátat jako volné tělíčko. V případě hluboké léze a obnažení subchondrální kosti bývá v koleni přítomen výpotek, v punktátu krev s tukovými kapénkami. Defekty chrupavky jsou nejčastěji diagnostikovány při artroskopii anebo MRI vyšetření. [(Clar et al., 2005), (Višňa et al., 2004)]

Klasifikace defektů chrupavky

Pro chondrální léze existuje celá řada klasifikací. Nejznámější artroskopickou klasifikaci defektů chrupavky vytvořil již v roce 1961 Outerbridge. Tento skórovací systém dělí defekty chrupavky na 4 stupně podle charakteru poškození chrupavčitého povrchu: 1. stupeň – změknutí a edém, 2. stupeň – fragmentace povrchu chrupavky, 3. stupeň – fragmentace s trhlinou chrupavky, 4. stupeň – eroze nebo poškození chrupavky zasahující až na subchondrální kost. (Horas et al., 2003)

Lokalizace poškození chrupavky, ve vztahu k funkci a kontaktu s jinými strukturami, má veliký význam, máme-li pochopit mechanismy jejího poškození, progresi onemocnění a adekvátně vyhodnotit léčbu (Horas et al., 2003).

V devadesátých letech došlo k rozvoji nových operačních technik na kloubní chrupavce. Indikace k výkonům se zpřesnily a vznikly další klasifikace. V roce 1988 představili Bauer a Jackson šestistupňovou klasifikaci, která byla založena na artroskopickém obrazu léze (Bauer et al., 1988). Nevýhodou této klasifikace je, že se nevyjadřuje přesně k velikosti a lokalizaci defektu.

První soubornou klasifikaci představil v roce 1988 Dzioba. Chondrální defekt hodnotil podle čtyř kritérií: podle doby trvání léze, podle velikosti léze, podle hloubky léze a podle lokalizace léze.

V roce 1989 publikovali Noyes a Stabler komplexní klasifikaci, která se blíží dnešním požadavkům (Noyes et al., 1980). Poškozenou chrupavku dělí na 6 skupin podle artroskopického obrazu defektu.

V roce 1997 byla založena společnost „International Cartilage Repair Society“ (ICRS), která vypracovala ICRS klasifikaci poranění chrupavky, vychází z Noyes-Stablerovy klasifikace. (Višňa, 2006)

Poškození chrupavky podle hloubky defektu je rozděleno na stupeň 0 až 4:

- Stupeň 0 – normální povrch
- Stupeň 1 – téměř normální povrch: povrchové fibrilace nebo změkčení povrchu (typ 1a), povrchové zoubkování nebo praskliny (typ 1b)
- Stupeň 2 – abnormální povrch – poškození do 50% tloušťky chrupavky

- Stupeň 3 – výrazně abnormální povrch – poškození nad 50% tloušťky chrupavky, ale ne do oblasti subchondrální kosti: poškození do radiální zóny (typ 3a), poškození do zóny kalcifikované chrupavky (typ 3b), poškození chrupavky v plné tloušťce (typ 3c), puchýře (typ 3d)
- Stupeň 4 – těžce abnormální povrch – léze se šíří do subchondrální kosti

Klasifikace čerstvých poranění kloubní chrupavky kolenního kloubu podle Muhra (Dungl, 2005):

1. Kontuze: a) Subchondrální hematom (struktura chrupavky je neporušena, na spodině prosvítá hematom), b) Fisury (chrupavka je popraskaná, praskliny probíhají paralelně nebo hvězdovitě)
2. Imprese: a) Impresní zlomenina (je postižena subchondrální kost), b) Pérující imprese (vzniká promáčknutím kloubní plochy, při palpaci cítíme pérování kloubní chrupavky v místě léze), c) Imprese kloubní hrany (vzniká nárazem předního okraje tibie na kondyl femuru v hyperextenzi)
3. Zlomeniny: a) Izolovaná chondrální zlomenina (vzniká odlomením pouze kloubní chrupavky), b) Osteochondrální zlomenina (vzniká odlomením chrupavky včetně přilehlé subchondrální kosti)

Dělení defektů chrupavky do jednotlivých kategorií má význam zejména pro volbu vhodného terapeutického postupu.

V současné době se využívá pro neinvazivní vyšetření abnormalit chrupavky magnetická rezonance (MR). Diagnostika léze, stejně jako u jiných zobrazovacích metod, je závislá především na zachycení kontrastu mezi normální a abnormální tkání. Dále se k diagnostice, využívá RTG vyšetření a velmi spolehlivou metodou je artroskopie, k určení místa, typu a rozsahu poranění kloubní chrupavky. (Mora, 2008)

3.4.6

Současné

možnosti léčby chondrálních a osteochondrálních defektů

Všechny současné metody léčby defektů kolenní chrupavky mají za cíl ve svém výsledku dosáhnout co nejkvalitnější chrupavčité tkáně, obnovení hladkého a kongruentního povrchu chrupavky, obnovení jejích mechanických vlastností, zachování pevné a pružné kloubní chrupavky a návrat pacienta do plné zátěže. Motivací léčby i

přes její mnohá úskalí, je také snaha zpomalit následný proces degenerace kloubní chrupavky a předčasný rozvoj artrózy. (Havlas, 2001)

Fokální chondrální a osteochondrální defekty mohou být bolestivé a omezující aktivitu, mají malou schopnost obnovy a mohou se podílet na vzniku osteoartrózy (Hjelle et al., 2002).

Existuje velké množství chirurgických technik, jejichž cílem je reparace chrupavky. Chondrální a osteochondrální léze nelze ošetřit jednou univerzální metodou, jednotlivé postupy se vzájemně doplňují. Cílem jakéhokoliv typu léčby je obnovit odpovídající vlastnosti a kongruenci povrchu kloubu, což umožňuje bezbolestný a volný pohyb. (Handl, 2009)

Indikace jednotlivých technik se liší podle typu léze, její lokalizace, hloubky, vztahu k zátěžové ploše, dále je nutno vzít v úvahu celkové opotřebení kolenního kloubu a rozlišit, jde-li o čerstvou či chronickou lézi. Při hodnocení chondrální léze je také nutno zohlednit příčinu vzniku a především zhodnotit stupeň mechanického přetížení, který se podílel na vzniku patologie. Tyto poruchy je nutno řešit souběžně s výkonem na chrupavce.

Defekty chrupavky lze ovlivnit dvěma způsoby, konzervativní a operační terapií. Existuje řada operačních technik, jejich volba ovšem závisí na mnoha faktorech, jako je velikost, hloubka a lokalizace defektu, věk pacienta, celkové opotřebení kolenního kloubu, požadovaná aktivita, přidružené patologické změny a pooperační rehabilitace.

Příznaky poškození chrupavky: minimální až výrazná bolestivost zejména u velkých a hlubokých defektů chrupavky, bolest při došlapu na DK, otok, zvukové fenomény při pohybu v kloubu (praskání a skřípání), ztuhlost a bolest po delším sezení, slabý sportovní výkon - problémy s rychlostí a pohyblivostí. (Mora, 2008)

3.4.6.1 Konzervativní terapie

V konzervativní terapii lézí chrupavky dominuje aplikace „chondroprotektiv“. Do této skupiny jsou řazeny kyselina hyaluronová, glukosamin sulfát, chondroitin sulfát a diacerein. Podstatou jejich účinku je podpora metabolismu hyalinní chrupavky, stimulace anabolických pochodů a současně inhibice katabolismu chrupavky. Efekt podání léků není bezprostřední, ale dostavuje se s určitým odstupem (1-2 měsíce). Po vysazení léků přetrvává pozitivní účinek ještě déle než 2 měsíce. Chondroprotektiva

jsou využívána především ke zlepšení regenerace povrchových defektů chrupavky a dále jako symptomatická léčba v různých stádiích osteoartrózy.

K dalším teoretickým možnostem medikamentózní terapie chrupavky patří intraartikulární aplikace bioaktivních růstových faktorů. Růstové faktory působí cestou zvýšení mitogenní aktivity chondrocytů, stimulací DNA syntézy a zvýšením syntézy mezibuněčné matrix. Mezi doposud studované růstové faktory patří: epidermální, basic fibroblast, insulin-like a transforming growth faktor beta. Tyto růstové faktory jsou i za normálních okolností přítomny v subchondrální kosti a v oblasti synoviální membrány. V klinické praxi se zdá být perspektivní užití těchto léků především k primoterapii chondrálních defektů, které nepostihují celou tloušťku chrupavky, a při doléčování stavů po operačním řešení chondrálních defektů. Efekt těchto preparátů však s rostoucím věkem pacienta klesá.

3.4.6.2 Operativní terapie

Indikací k invazivní léčbě je buď vznik defektu na podkladě traumatizace kolenního kloubu či chondrální defekt vzniklý na podkladě degenerace chrupavky kolenního kloubu.

Kontraindikací operační léčby k nápravě defektu je pokročilá artróza kolena s mnohačetnými osteochondrálními defekty a také věk pacienta.

Indikace jednotlivých technik se liší podle typu léze, její lokalizace, hloubky, vztahu k zátěžové ploše. Dále je nutno rozlišit zdali jde o čerstvou nebo chronickou lézi a vzít v úvahu celé opotřebení kloubu.

Refixace a odstranění fragmentů

V případě záhytu čerstvé osteochondrální zlomeniny je vždy cílem léčby fixace odlomeného fragmentu a provedení anatomické rekonstrukce kloubního povrchu. K osteochondrálním zlomeninám nejčastěji dochází při úrazech vlivem přímého jednorázového násilí.

Abrazní techniky

Abrazní techniky převládaly jako způsob ošetření defektů chrupavky především v 70. a 80. letech 20. století. Techniky spočívaly v chirurgické penetraci a obnažení drobných cév subchondrální vrstvy kosti pod defektem. Krevní koláč, který se vytvoří na spodině defektu, je základem pro budoucí reparační tkáň. Tato krevní sraženina také obsahuje kmenové buňky uvolněné ze subchondrální kosti, které příznivě ovlivňují hojení. (Hunziker et al., 1996)

V současné době se více používají jen dvě varianty těchto technik. Technika subchondrální abraze dle Johnsona a mikrofraktury dle Steadmana. Tyto metody využívají schopnosti regenerace ze strany subchondrální kosti. Výsledná reparační tkáň po výkonu má charakter převážně fibrózní chrupavky a vykryvá celou oblast původního defektu. (Steadman et al., 1997)

Dříve se jako třetí technika používaly Perdieho návrty, nyní se na většině pracovišť používají méně. Jedním z důvodů je, že regenerace po návrtech neprobíhá v celé ploše defektu, výsledná reparační tkáň má charakter izolovaných, vzájemně nesplývajících ostrůvků vazivové chrupavky.

Autogenní grafty

Jednou z nejpoužívanějších metod k řešení hlubokých chondrálních defektů je tzv. mozaiková plastika. Technika spočívá v odběru válcovitých osteochondrálních bločků z nezářezové oblasti kolena a aplikaci press-fit technikou do oblasti defektu. Můžeme použít buď jeden velký bloček vyplňující celý defekt či řadu menších umožňujících modelovat anatomicky kloubní plochu a vyplnit větší defektní ložiska. [(Bobic, 1999), (Hangogy et al., 2001), (Hangogy et al., 1998), (Višňa et al., 1999)]

Výsledky této techniky jsou dle publikovaných prací velmi dobré, ale limitací této techniky je velikost řešeného defektu. Většina autorů doporučuje používat mozaikovou plastiku u defektů velkých 1-4 ^{cm²} a hloubky 10 mm (Shah et al., 2007). Větší defekty jsou indikací pro autologní transplantaci chondrocytů.

Z výsledků studie probíhající v letech 1998-2003, vyplynulo, že mozaiková plastika je velmi účinnou metodou v léčbě defektů chrupavek kolenního kloubu IV. stupně (Ozturk et al., 2006). Tato metoda má oproti transplantaci chondrocytů výhodu v tom, že ji lze provést jediným operačním zákrokem.

Odběr štěpů pro mozaikovou plastiku je prováděn ve formě malých cylindrických osteochondrálních bločků z oblasti nízkozátěžové zóny v periferní části femorálních kondylů v úrovni patelofemorálního kloubu. Tyto odebrané bločky jsou potom press-fit technikou aplikovány do oblasti defektu. Oblast mezi bločky se přehojuje fibrózní chrupavkou, která je stimulována k růstu abrazní spodiny defektu pomocí kyrety.

Indikace mozaikové plastiky: Hluboké chondrální defekty 3. a 4. stupně dle ICERS klasifikace na zátěžové ploše femuru nebo ve femoropatelární skloubení, ošetření defektů v oblasti tibiálního plata je pro jejich nepřístupnost méně vhodné / Izolované defekty chrupavky, vzniklé na základě traumatu či v rámci osteochondritis dissecans / Kombinované poškození měkkého kolena / Věk pacientů do 50 let, je třeba zohlednit biologické stáří kolena a stupeň osteoartrózy / Velikost defektu do 2 cm^2 , hloubka defektu do 10 cm.

Kontraindikace: Pokročilá artróza / Závažná interní a metabolická onemocnění ovlivňující metabolismus chrupavky (hemofilie, infekce, tumory) / Osové a jiné poruchy funkce kloubu (nestabilita, subluxace pately).

Prostor mezi jednotlivými bločky se přehojuje fibrózní chrupavkou a z velké části (70-80%) je celý chondrální defekt vyplněn chrupavkou hyalinní. Operace je prováděna otevřeně nebo artroskopicky. K odběru a fixaci štěpů o průměru 5-15 mm se používají speciální instrumentária. Aby byl štěp funkční, musí správně doplnit výšku a tvar kloubní plochy. Končetinu je vhodné odlehčovat 6-12 týdnů, úměrně velikosti a lokalizaci defektu. Plná sportovní zátěž je možná po 6 měsících. [(Dungl, 2005), (Horas et al., 2003)]

Alogenní grafty

Indikací pro alografty jsou jednostranné defekty v kolenním kloubu v průměru nad 3 cm^2 , o hloubce 10-15 mm, ve věku do 60 let. K přípravě alograftu se využívají především mladí, zdravější dárči ve věku do 40 let. K vlastní náhradě se používají grafty čerstvě zmražené nebo čerstvé štěpy aplikované do 72 hodin po odběru. Prvním krokem operace je příprava lůžka pro aplikaci graftu. Snahou je upravit defekt do jednoduchého geometrického tvaru, podle kterého se snadněji připravuje štěp. K fixaci

alografu do defektu se nejčastěji používá fixace malými zanořenými spongiózními šrouby nebo Hebertovými šrouby. Nejvýhodnější je použití implantátů z titanu pro případné MR nebo CT vyšetření.

Transplantace autologních chondrocytů (Autologous chondrocyte implantation ACI)

Transplantace autologních chondrocytů jako nová terapeutická metoda ošetření chondrálních defektů byla poprvé klinicky použita ve Švédsku v roce 1987. Transplantací suspenze autologních chondrocytů fixovaných v defektu periostálním štěpem lze u chronických defektů dosáhnout zlepšenou regeneraci hyalinní chrupavky. (Peterson et al., 2000)

Tato metoda využívá kultivovaných autologních chondrocytů v řešení hlubokých chondrálních defektů. První úspěšnou klinickou aplikaci publikoval Brittberg a spol. v roce 1994. Dnes je tato metoda léčby defektů chrupavek jednou z nejrozšířenějších ve světě. Do této doby bylo technikou ACI léčeno již přes 15 000 pacientů na celém světě. [(Kreuz et al., 2009), (Tuan, 2007)]

Počáteční technika spočívala v implantaci chondrocytů do chondrálního defektu a zakrytí periostálním štěpem. Bylo prokázáno, že periost může být prorůstán buňkami, obsahuje pluripotentní mezenchymální buňky, které mají schopnost transformace v chrupavku nebo kost. Periost produkuje bioaktivní faktory, které podporují chondrogenézi, má dvě vrstvy: vnitřní kambiová a zevní fibrózní vrstva. Chondrocytární zárodečné buňky jsou obsaženy především v kambiové vrstvě periostu. Tato technika vyžaduje větší operační dobu a jsou známy komplikace jako hypertrofie periostu, oddělení vrstvy chondrocytů a jejich únik z defektu a artrofibróza kolene. Tyto závěry potvrzuje např. Minas, který hodnotil výsledky na souboru 169 pacientů. Používal techniku řešení defektů pomocí kultivovaných chondrocytů překrytých periostem. Průměrná velikost defektu byla 4,3 ^{cm²}, zlepšení prokázal u 87% pacientů. Ovšem během 3. měsíce po transplantaci zaznamenal u 5% pacientů příznaky artrofibrózy a mezi 4.-9. měsícem u 20% pacientů hypertrofii periostu. Po operaci je doporučováno odlehčení na 6 týdnů s postupným zvyšováním zátěže a plnou zátěží po 12 týdnech. Aktivita s plnou zátěží se doporučují po 9-12 měsících. Autologně kultivované chondrocyty překryté periostálním lalokem jsou považovány za chondrograft I. generace. (Dunzl, 2005)

ACI je nejčastěji prováděna u pacientů ve věku 15-55 let při chondrální lézi 3. a 4. stupně dle ICRS klasifikace na zátěžové ploše kolena a velikosti defektu chrupavky mezi 1-10 cm^2 .

Operační technika ACI (nosič na bázi fibrinu) se skládá z několika fází: artroskopická diagnostika vhodného defektu, artroskopický odběr malého vzorku chrupavky pro in vitro kultivaci, transport vzorků do tkáňové banky, enzymatická izolace chondrocytů a in vitro kultivace, kontrola kvality, odlití chondrograftu (smíchání chondrocytů s Tissuolem), kontrola kvality a transplantace (vlepení chondrograftu do defektu). (Višňa et al., 2003)

Při artroskopickém nález defektu indikovaného pro uvedenou techniku je zaznamenána velikost, hloubka a lokalizace defektu. Během artroskopie se provádí odběr chrupavky (300-500 mg) z nepostižené a nezátěžové části kloubu. Odebírá se chrupavka v plné tloušťce, pro kultivaci jsou nejvhodnější buňky z bazální vrstvy chrupavky. Odebraná chrupavka je sterilně umístěna do solného roztoku (0,9% NaCl) s antibiotiky a do 8 hodin by měla být transportována do tkáňové banky. Vzorky chrupavky jsou očištěny, opláchnuty v Geysově roztoku a rozřezány na malé kousky v boxu s kontrolovaným laminárním prouděním. Následným enzymatickým působením trypsinu a kolagenózy dochází k pomnožení chondrocytů v kultivačním médiu. Celková doba kultivace je 15-35 dní. Výsledná garantovaná koncentrace je 5-8 milionů kultivovaných chondrocytů na 1 cm^3 chondrograftu. (Višňa et al., 2003)

Před vlastním operačním zákrokem je nutno připravit chondrograft. Nakultivované chondrocyty jsou enzymaticky separovány a pomocí centrifugace izolovány. Poté jsou smíchány při 37°C s Tissuolem a rozmíchány v elektromagnetické míchačce. Podle typu a tvaru defektu je odlit chondrograft odpovídající velikosti. Odlitý chondrograft je transportován na operační sál v kultivačním médiu při pokojové teplotě. Při vlastní transplantaci jsou ze spodiny defektu odstraněny i zbytky chrupavky, důležitá je také úprava okraje defektu. Precizně připravený defekt i grafit umožní vlepení fibrinovým lepidlem Tissuolem. Drobné úpravy grafitu a dozalívání Tissuolem jsou nutné. Před ukončením operace je vyzkoušen volný pohyb v kolenním kloubu.

V roce 2003 byla ve Velké Británii provedena studie, kde 58 pacientů podstoupilo ACI a 42 mozaikovou plastiku. Artroskopie 1 rok po zákroku prokázala výborné či

uspokojivé výsledky u 82 % pacientů po ACI a po mozaikové plastice jen u 34 % pacientů. Tato studie ukázala výraznou převahu ACI nad mozaikovou plastikou. (Bentley et al., 2003)

Technika transplantace autologních chondrocytů prodělává od svého zavedení do klinické praxe další vývoj. Další vývojový stupeň v možnostech buněčné terapie defektů chrupavky představuje použití biomateriálů. Biomateriály je možno použít ke krytí defektu místo periostu (kolagenní membrány) nebo jako dočasný nosič pro uchycení a rovnoměrné rozmístění chondrocytů v defektu (transplantace II. generace). Vhodný nosič musí být biokompatibilní, postupně se odbourávat, když buňky začnou tvořit vlastní mezibuněčnou matrix a umožnit optimální integraci mezi novotvořenou a původní tkání. Materiál musí umožnit přilnutí kultivovaných chondrocytů na svém povrchu, umožnit jejich rovnoměrnou prostorovou distribuci v defektu a tím stimulovat syntézu extracelulární matrix. Cílem nových technik s použitím biomateriálů je zmenšit invazivitu operace, zjednodušit aplikaci štěpu do defektu a zajistit jeho lepší stabilitu. V klinické praxi se v současné době používají nejčastěji nosiče ze zvířecího kolagenu a z esteru kyseliny hyaluronové. Tento typ nosiče na bazi kyseliny hyaluronové – Hyalograft C, byl nově představen v roce 2001. Kyselina hyaluronová je v těle běžně se vyskytující glykosaminoglykan. Jako nosič k transplantaci chondrocytů se používá plst' z netkaných vláken esteru kyseliny hyaluronové. Do mezer mezi vlákny jsou usazeny chondrocyty (Hyalograft C). Štěp může být vložen přímo na spodinu připraveného chondrálního defektu. Studie in vitro potvrdily uchování chondrocytárního fenotypu a pokusy na zvířeti podpořily použití v klinické praxi. [(Grigolo, 2001), (Marcacci, 2002)]

Vilchez et al., provedli studii trvající rok, kdy se snažili zdokonalit techniku ACI tím, že buňky implantovali do trojrozměrné matrix polotuhého kolagenu (Condrograft). Takto je štěp obdržen snadněji, kompletně pokryje defekt, nevyžaduje periostální překrytí a operační doba není tak dlouhá. Výsledky naznačily, že tato technika účinně zlepšuje kvalitu života pacientů, přinejmenším v blízké době a oddálí další postup. Je ovšem nutné dlouhodobějšího hodnocení, abychom zjistili skutečnou hodnotu této techniky. [(Driscoll, 2001), (Vilchez et al., 2009)]

Základní schéma pooperační rehabilitace: Pooperačně se v rehabilitaci řídíme velikostí defektu. 1. den po operaci je dána rigidní ortéza na 30st. flexe v semiflexi

kolenního kloubu. Pacient chodí o 2 francouzských holích bez zátěže operované končetiny s postupným zvyšováním zátěže. Od 2. pooperačního dne začínáme s rehabilitačním programem. Od 3. pooperačního dne umožňujeme iniciální pohyb do 30° flexe. Základem je cvičení na motorové dlaze a izometrické posilování m. quadriceps femoris. Pohyb do 30-40° je možný již od konce 1. týdne, u větších defektů do 2, 3 týdnů. Flexi do 60° dosahujeme do 4 týdnů, flexi do 90° povolujeme v závislosti na velikosti defektu a aktuálním zdravotním stavu jedince do 5-6 týdnů. Od 4. - 6. týdne zátěž postupně zvyšujeme, každý týden o 20 kg. Od 4. - 6. týdne rehabilitaci doplní jízda na rotopedu a cvičení ve vodě. Plné zatížení kolene povolujeme 6 týdnů po operaci, záleží však na rozhodnutí operátora a aktuálním stavu jedince. Cca po 2 měsících je možná plná flexe a běžné denní aktivity. Rehabilitační program je modifikován podle lokalizace a velikosti defektu, dalších přidružených operací a podle typu pacienta. [(Handl et al., 2006), (Podškuba et al., 2006)]

Cílem rehabilitace je obnovení rozsahu pohybu v kloubu, posílení svalstva, uvolnění měkkých tkání, obnovení kloubní vůle, nácvik správných pohybových stereotypů pohybu, zvýšení schopnosti tolerovat zátěž, zapojení DK do globálních pohybových vzorů, zlepšení celkové kondice.

3.5 Pomocná vyšetření měkkého kolene

Rentgenové vyšetření- RTG

Posuzujeme osu kloubu, postavení pately, výšku kloubních štěrbin, interkondylické eminence, kalcifikace při úponech vazů, okrajové zlomeniny hlavice tibie, osteofyty nebo usurpace (Poděbradský, 1998).

Arthrografie

Arthrografie je jednoduchá, přesná diagnostická metoda, která nevyžaduje hospitalizaci pacienta a nedochází u ní prakticky k žádným komplikacím. Jde o zobrazení měkkých nitrokloubních struktur. Kloub naplníme malým množstvím kontrastní látky a zobrazíme tak měkké struktury kloubu, které jinak na rtg viditelné nejsou (menisky, vazy, atd.). Před lety byla často používaná, dnes se dělá jen výjimečně – byla vytlačena ASKP.

CT vyšetření

Jde o moderní zobrazovací metodu, která nám prostorově dokonale zobrazí vyšetřovanou oblast skeletu, pomůže nalézt strukturální změny a přesně určí prostorové vztahy i rozsah postižení vyšetřované části pohybového aparátu. Pro diagnostiku akutního poranění měkkého kolene není vhodné, má menší rozlišovací schopnost měkkých tkání. Doporučuje se při podezření na současné poranění skeletu.

MR vyšetření

Jde o moderní zobrazovací techniku, která zobrazí všechny měkké tkáně kolene a nitrokloubní struktury. Vyšetření je méně dostupné a nákladné. Využíváme ji u některých nejasných chronických potíží, zejména pro rozhodnutí k případnému operačnímu postupu. V zahraničí je tato zobrazovací metoda někdy preferována před diagnostickou artroskopií i u akutních úrazů, protože jde o postup neinvazivní. (Poděbradský, 1998)

V poslední době se ukázalo, že zobrazování magnetickou rezonancí je jednoduché, bezpečné, neinvazivní a jde o reprodukovatelnou metodu pro měření tloušťky a objemu chrupavky kolene in vivo (Jones et al., 2000).

Artroskopie (ASKP)

Artroskopie je moderní miniinvazivní diagnostická a operační metoda. Při ASKP získáme dokonalý obraz o anatomickém a funkčním stavu všech nitrokloubních struktur (menisky, kloubní chrupavky, zkřížené vazy). Při dobrém technickém vybavení a zkušenostech lze většinu zjištěných škod artroskopicky ihned ošetřit a naplánovat další léčebný postup.

Provádí se v celkové, případně lokální anestezii. Pro operaci se používá nejčastěji optika se sklonem 30°. Kloub se naplní a mírně distenduje vhodným sterilním infuzním roztokem. Z incize velikosti cca 3-5 mm se do kloubu zavede endoskop (artroskop) s vlastním zdrojem světla. Artroskop je napojen na miniaturní videokameru, která přenáší obraz na monitor. Současně se do kloubu zavádějí miniaturní nástroje dovolující podrobné vyšetření kloubu a následné operační ošetření nalezených změn. (Dungl, 2005)

Punkce kolenního kloubu

Každý výpotek v kloubní dutině škodí a punkce ukáže navíc charakter náplně. Při punkci musíme zachovávat sterilní podmínky, abychom do kloubu nezačali infekci. Z kloubu můžeme punktovat: krev (akutní poranění, pokud jsou obsaženy tukové kapénky, může jít o poranění Hoffova tukového tělesa, ale také o nitrokloubní zlomeninu), jantarově zbarvený výpotek (spíše chronické potíže, jako stará ruptura menisku nebo po akutním přetížení), zakalený výpotek nebo hnis (infekční zánět kolenního kloubu). (Chaloupka, 2001)

3.6 Klinické vyšetření kolenního kloubu

Poranění kolenního kloubu, a to zejména maximálně zatížených měkkých tkání, je velmi časté a s přibývajícím sportovními aktivitami se jeho počet zvyšuje, a proto se doporučuje kvalitní vyšetření.

Celkové klinické vyšetření se skládá z:

- *anamnézy* (rodinná, osobní, pracovní, sociální, historii onemocnění)
- *aspekce* (chůze, stoj, konfigurace kolenního kloubu, vždy srovnáváme vzhled poškozené a zdravé strany)
- *palpace* (kloubní štěrbiny, kde zjišťujeme bolestivost při poranění menisků a postranních vazů, zjišťujeme prosáknutí měkkých tkání, či výpotek v kloubu, dále kožní teplotu nad kloubem a v okolí kloubu a porovnáváme ji s druhou končetinou, Ballotement pately, tím zjišťujeme přítomnost výpotku v kloubu, zjištění výpotku menšího rozsahu se provádí kompresí suprapatelárního recesu, pokud jsou přítomny jizvy, zjišťujeme jejich palpační bolestivost a zda jsou pohyblivé vůči spodině)
- *Vyšetření pohyblivosti kolenního kloubu* (pasivní a aktivní pohyby, z plné extenze do krajní flexe a rotace bérce). Také zjišťujeme tzv. kloubní vůli (joint play), která nám poskytne informace ohledně míry volnosti v kloubu.

- *specifické vyšetřovací testy* a měření.

Na základě informací indikujeme další pomocná vyšetření, mezi která patří rtg, artroskopie, CT a MR vyšetření, punkce kolenního kloubu.

U každého poškození kolene se zjišťuje *mechanismus poranění* (přímé, nepřímé násilí, intenzita, směr působící síly), *schopnost zátěže postižené končetiny po úrazu*, *rychlost vzniku otoku* (zdali se náplň kolene rozvinula v průběhu kratší doby nebo až druhý den po úrazu), *vzhled kolenního kloubu po úrazu*, *lokalizace a iradiace bolesti*, *vznik bolesti* (zdali bolest vznikla zcela náhle, během několika dnů, intermitentní charakter?), *závislost bolesti na pohybu* (klidová bolest či vzniká při pohybu). Důležité je znát i úlevovou polohu, tzn. v které pozici končetiny jsou bolesti menší nebo dokonce zcela ustoupí. (Sosna et al., 2001)

U chronických afekcí zjišťujeme, jaký byl dosavadní léčebný postup od původního úrazu, subjektivní pocity pacienta, pocity stability, blokády, nález výpotku.

Vyšetření patelofemorálního kloubu

Palpace okrajů kloubní plochy pately: Patelu vysuneme lehce mediálně, palpujeme její mediální okraj kloubní plochy. Při postižení pozorujeme bolestivost v této oblasti. Stejný test provádíme při laterálním posunu pately.

Fairbankův test: Při posunu pately mediálně či laterálně pozorujeme typickou anxiózní reakci nemocného s recidivující luxací pately- vyšetřovaný doslova zabrání vyšetřujícímu v tomto manévru.

Příznak hoblíku: Patelu tlačíme proti femorálnímu žlábků a provádíme střídavě její proximální a distální posun. Při poškození manévr vyvolává jasnou bolest.

Zohlenův test: Vyšetřované koleno je flektované. Prstem tlačíme na hrot pately. Pacient provádí aktivní extenzi kolene. Při pozitivitě je takto vyvolána bolest.

Frundův test: Při flexi kolene poklepáváme na patelu. Při postižení kloubní chrupavky je vyvolána takto bolest. (Sosna et al., 2001)

3.7 Reologie (Havránek, 2007)

Vzhledem k tomu, že je experimentální část věnována měření metodou bioreometrie a podstatou práce je hodnocení reologických vlastností kolenního kloubu, zařazují proto tuto kapitolu.

Reologie je obor mechaniky zabývající se deformací a tokem látek vlivem působícího napětí. Zabývá se obecnými mechanickými vlastnostmi látek, tj. vztahy mezi napětím, deformací a rychlostí deformace. Název nové vědní disciplíny – reologie je vyjádřen z řeckého *παντα ρει* (*panta rei* – všechno teče). Jako samostatný obor se reologie ustanovila ve dvacátých letech minulého století a v roce 1929 byla z iniciativy E. C. Binghamy založena americká reologická společnost (The Society of Rheology), která okamžitě začala vydávat časopis (Journal of Rheology). Zdůraznění toku látek souvisí se skutečností, že u mechanicky složitějších látek, mezi kterými biolátky tvoří velmi významnou skupinu, vztah mezi deformací a napětím se významně mění s časem. Reologie se však snaží zdůraznit, že časová závislost napětí a deformace je typickým jevem pro všechny mechanicky (reologicky) složitější látky. Na rozdíl od mechaniky pevných těles nebo od hydromechaniky respektuje reologie fakt, že reálné materiály mají současně vlastnosti kapalin i pevných látek. Nerozlišuje jasnou hranici mezi pevnou látkou a kapalinou. Je-li reologie aplikovaná na studium biolátek, mluvíme o bioreologii. [(Otáhal, 2010), (Strážnická, 2006)]

3.7.1

Základní

reologické modely

Elastické látky

Elasticita je charakterizována Youngovým modulem pružnosti. Elastické látky jsou takové, které po odstranění vnějšího napětí zaujmou svůj původní tvar, tudíž je nelze trvale deformovat. Pro elastické látky platí přímá úměrnost mezi napětím a deformací, platí pro ně Hookův zákon. Takové látky nazýváme hookovské.

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

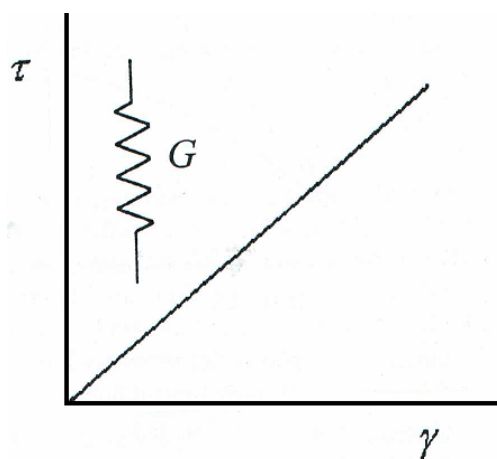
Hookův zákon pro tah:

Relativní prodloužení $\Delta l/L_0 = e$ je úměrné působícímu tahovému napětí $F/S = \sigma$, přičemž konstantou úměrnosti je převrácená hodnota Youngova modulu (modulu pružnosti v tahu) E .

V základní reologické klasifikaci vycházíme z tvarové deformace (smykové), tedy z Hookova zákona pro smyk:

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

Pro hookovskou neboli klasickou elastickou látku tedy platí, že napětí τ je přímo úměrné smykové deformaci γ . Graficky je vyjádřena přímkou a jako model je zvolena pružina s připsanou hodnotou modulu pružnosti ve smyku G vystihující tuhost pružiny, viz. obr.9.



Obrázek č. 9 Grafické vyjádření a model klasické (Hookovské) látky (Havránek 2007)

Elastické vlastnosti biologických látek (vytvářejí stavbu organismů a jejich orgánů) patří k nejsložitějším, i když v principu musí být elastické. Po vymizení vnějších namáhání se musí alespoň přibližně vrátit do svých původních rozměrů. Rozměry ovšem nejsou určovány jen mechanickým namáháním, ale i řadou dalších vlivů, jakými jsou např. vlhkost, teplota, psychický stav organismu, stav jeho aktivity, únava apod. Vynecháme-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, ovšem často velmi užitečnou, aproximací.

U měkčích tkání je možno zanedbat objemovou deformaci vůči tvarové a užít tak vztah,

$$E = 3G$$

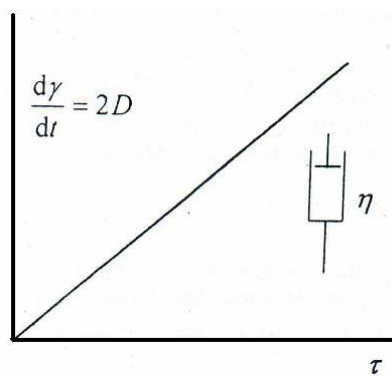
mezi Youngovým modulem E a modulem pružnosti ve smyku G . Zřejmou výjimku zde tvoří kosti, pro které bude model klasické elastické látky adekvátní v širší oblasti

namáhání. Deformací vzniklé namáháním lze relativně přesně vypočítat dle klasické teorie pružnosti, ovšem v tomto případě nelze zanedbat objemovou deformaci.

Viskózní látky

Viskozita je charakterizována součinitelem vazkosti (Otáhal, 2010). Většina viskózních látek jsou tekutiny, a proto se jim říká viskózní kapaliny. Nejjednodušší z nich jsou Newtonovské kapaliny.

Newtonovská látka neboli Newtonovská kapalina je látka, pro kterou platí Newtonův viskózní zákon, dle kterého rychlost deformace $\left(\frac{d\gamma}{dt}\right)$ je přímo úměrná napětí. Tuto závislost vyjádříme charakteristickou reologickou rovnicí, kde η je viskozita a τ je smykové napětí vznikající při proudění kapaliny.



$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{1}{\eta} \tau$$

Modelem pro tuto závislost je píst s připsanou

hodnotou viskozity η , která vystihuje odpor pístu proti

pohybu jednotkovou rychlostí, viz. obr. č. 10

Obrázek č. 10 Newtonův viskózní zákon, graf i symbol pístu (Havránek, 2007)

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. Látky, jejichž viskózní chování nelze plně popsat Newtonovým viskózním zákonem a jejich reologické vlastnosti vystihnout jedinou konstantou η ,

označujeme jako látky neneutronovské neboli nelineárně viskózní látky. Pro tyto látky není rychlost deformace úměrná napětí.

Rychlost deformace látky nemusí být pouze funkcí smykového napětí τ , ale i doby, po kterou smykové napětí působí. Zvětšuje-li se rychlost deformace s dobou působení stálého smykového napětí, mluvíme o *tixotropní látce*, zmenšuje-li se rychlost deformace s dobou působení napětí, mluvíme o *reopexní látce*.

Plastické látky

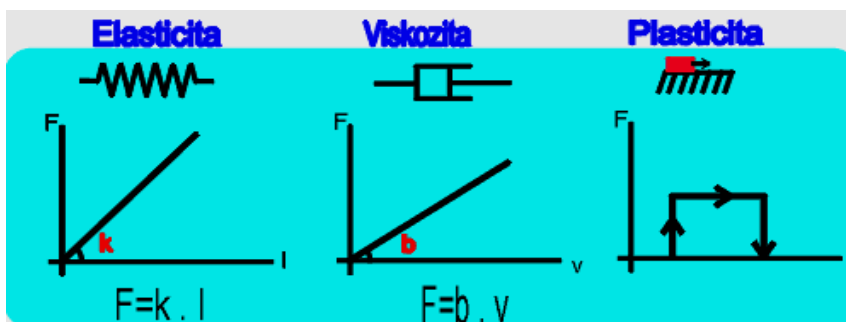
Plasticita je charakterizována součinitelem tření. Plastickými nazýváme látky, u nichž tečení nastává až po překročení jisté mezní hodnoty napětí. V reologické systematice charakterizujeme plastické chování modelem Saint-Venantovým. Grafický symbol znázorňuje blok, pohybující se na podložce, kterému brání síla smykového tření, viz. obr. č. 11



Obrázek č. 11 Saint - Venantův model (Havránek, 2007)

Je-li vnější síla snažící se posunout blok vůči vodorovné podložce menší, než je síla smykového tření, k pohybu nedojde. Dosáhne-li vnější síla hodnotu smykového tření, vzájemný pohyb bloku a podložky se uvolní. Plastická Saint - Venantova látka je modelová látka, která se chová jako tuhé těleso a při dosažení mezního napětí začne téct, přičemž napětí se udržuje na své mezní hodnotě, kterou nemůže překročit.

Plasticita, která obecně znamená vznik trvalé nevratné deformace, je pro tkáň nežádoucím jevem. Natáhneme-li si sval, či šlachy, rozhodně nechceme, aby to byl jev nevratný. 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.

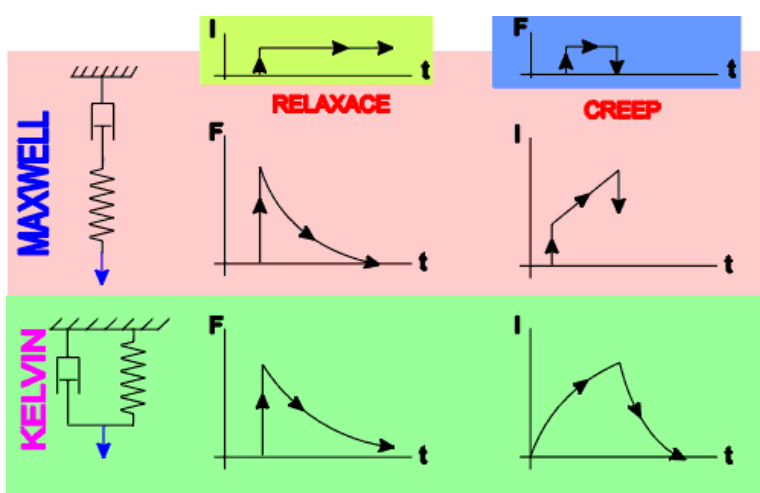


Obrázek č. 12 Prvky reologických modelů (Otáhal, 2010)

Viskoelastické látky

Viskoelastická je typickou vlastností, která modifikuje poddajnost biologických struktur. Variabilita těchto vlastností je velmi široká: od reálné newtonovské kapaliny (synoviální tekutina, krev, lymfa, atd.), přes různorodost měkkých tkání až po rozmanitost kostí. (Otáhal, 2010)

Pro reologický popis látek, které leží na pomezí mezi kapalinami a pevnými látkami, je nutno zavést modely kombinující vlastnosti obou druhů látek. Viscoelastické látky vznikají kombinací modelu newtonovské viskózní kapaliny s modelem hookovské elastické látky. Sériovým zapojením hookovské pružiny a newtonovského pístu vznikne Maxwellův model a jejich paralelním spojením Kelvinův model. Komplexnější, tzv. standardní reologický model, v podstatě kombinace obou předcházejících, se ještě lépe přibližuje vlastnostem reálných biomateriálů. (Otáhal, 2010)



Obrázek č. 13 Reologické modely (Otáhal, 2010)

Creep a relaxace napětí

Při vyšetřování viskoelastických látek volíme tyto typy zatěžování: creep, relaxace napětí a dynamické namáhání.

Vyšetřujeme-li časový průběh napětí látky vystavené konstantní deformaci, říkáme, že vyšetřujeme látku při namáhání, které nazýváme relaxace napětí. Vyšetřujeme-li časový průběh deformace látky vystavené konstantnímu napětí, říkáme, že vyšetřujeme látku při namáhání, které nazýváme creepem neboli tečením. Sledujeme-li deformační odezvu látky na harmonicky se měnící napětí, mluvíme o dynamickém namáhání.

3.7.2

Obecné

reologické vlastnosti biologických struktur

Biologické materiály bývají obvykle nehookovské, nelineární, nehomogenní látky. Standardní reologické modely lze na ně většinou aplikovat jen jako první nicméně velmi užitečné přiblížení. Vlastnosti biologických struktur jsou výrazně interindividuální a závislé na okamžitém stavu jedince a na jeho komplexní historii.

Biologické materiály a tkáně tyto vlastnosti vykazují v různé míře. Jsou adaptabilní, mají schopnost regenerace a změny své struktury jak podle směru napětíového toku, tak s ohledem na zátěžovou historii (mikrotraumata apod.), únavu, či s ohledem na biologický věk, pohlaví nebo onemocnění. Typicky biologické působky, jako jsou nutriční, hormonální rovnováha apod., se pak odrážejí v charakteru základních reologických vlastností. (Dylevský, 1997)

Mechanická zátěž na živý organismus je silově deformační vliv okolního prostředí, který evokuje jeho specifickou odezvu. Celková odezva organismu se pak může pohybovat v široké škále reakcí v jeho chování (reakce psychické, fyziologické, pohybové, atd.), či struktuře (reakce morfologické, biochemické, biomechanické, atd.). (Kubový, 2010)

Silově deformační charakteristika biologických struktur (tkání, orgánů) charakterizuje základní mechanické vlastnosti a z jejich časové závislosti pak jejich základní reologické vlastnosti: viskozitu, plasticitu a elasticitu (Otáhal, 2010).

Mechanické vlastnosti biomateriálů jsou do značné míry dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem 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 – především tekutiny a např. u kosti přítomností minerálních látek. (Otáhal, 2010)

Pro *šlachy a vazy* jsou reologické vlastnosti silně závislé na podílu základních strukturálních komponent: kolagenu a elastinu. Liší se výrazně umístěním, stářím a zátěžovou historií. Vysoký podíl viskózní komponenty určuje závislost zátěžové křivky na rychlosti deformace a její hysterezní charakter. Vazy i šlachy jsou uzpůsobeny přenášení zatížení v tahu a vzhledem k viskoelastickým vlastnostem se projevuje jak tečení, tak zpevnění podle způsobu aplikace vnějšího zatížení. Šlacha tvoří se svalem funkční komplex se značnými viskoelastickými vlastnostmi. Podle uspořádání svalových vláken a jejich připojení ke šlaše je přenášena síla ze svalu na vlastní kost. [(Dylevský, 1997), (Otáhal, 2010)]

Kostní tkáň je díky mineralizaci schopna odolávat jak tahovému, tak tlakovému namáhání. Při zatížení v podélném směru kosti, může být mez pevnosti až 10 krát vyšší než ve směru radiálním a tangenciálním. Navíc ještě záleží na způsobu zatížení. Řádově můžeme říci, že v tlaku je pevnost kosti nejvyšší, o třetinu nižší v tahu a jen třetinová ve smyku. Viskózně-elastický charakter však nelze zanedbat, zejména ve fázi ontogeneze, ale rovněž z pohledu zátěžové adaptace. Tzv. únavové jevy, které mají podstatu v reakci kostní tkáň na cyklickou zátěž, jsou spojeny s viskózně-plastickými vlastnostmi kostní tkáň. [(Dylevský, 1997), (Otáhal, 2010)]

Kloubní chrupavka je tvořena komplexní viskózně-elastickou strukturou, která vykazuje zřetelnou permeabilitu pro synovii v průběhu zátěžového a odlehčovacího cyklu. Tyto vlastnosti se pak výrazně projevují v tlumení rázových silových účinků a dále pak v tribologických vlastnostech kloubního spojení. Ztráta či degenerace těchto vlastností vede k patologii struktury a funkce kloubního spojení. (Dylevský, 1997)

K charakteristickým hodnotám popisujícím reologické vlastnosti chrupavky přistupuje vedle modulu elasticity v tahu a tlaku, modulu pružnosti ve smyku a Poissonovy konstanty též popis tzv. „creep efekt“, tj. tečení materiálu, tedy jeho viskoelasticita. Závislost síla-deformace je tudíž závislá na čase a dále vykazuje menší či větší hysterézi. Při takovém zátěžném režimu, kdy se již „creep efekt“ neuplatňuje,

bylo by možné z této závislosti určovat charakteristické veličiny elastických komponent. (Karas, 1978)

Sval či svalová tkáň je v pohybovém ústrojí aktivním prvkem a generátorem síly. Z reologického hlediska kosterní sval vykazuje výraznou změnu své elasticity podle stupně excitace, tj. řízeným způsobem. (Dylevský, 1997)

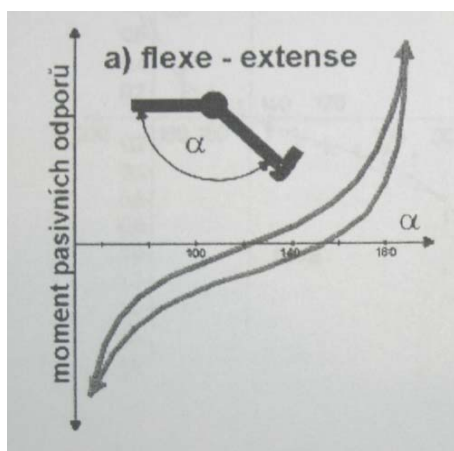
Synoviální tekutina, její viskoelastické vlastnosti závisí na pH a iontové síle roztoku. Mohou se výrazně měnit s věkem a v patologii. Při zánětlivých, degenerativních i traumatických a mechanických afekcích se obvykle snižuje viskozita synoviální tekutiny. Se zvyšováním rychlosti deformace její viskozita klesá a při smykovém napětí vyvolává síly kolmé ke směru toku. (Otáhal, 2010)

3.7.3

Reologie

kloubního spojení

Reologie kloubu je výrazně závislá na reologických vlastnostech intra a extraartikulárních tkáňových komponent. Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má značný význam pro správnou funkci kloubu.



Obrázek č. 14 Charakteristiky impedance kolenního kloubu (Otáhal, 2010)

Výrazným akumulátorem energie se stává sval pro své výrazné viskoelastické vlastnosti. Děje se tak řízeným způsobem, v závislosti na stupni aktuální a následné aktivace. Pojem tzv. mechanické impedance představuje poměr komplexního momentu síly (resp. tahové síly) ke komplexní úhlové rychlosti (resp. postupné 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 vlečné tření s koeficientem 0,001 – 0,025. (Otáhal, 2010)

4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

4.1 Metodika výzkumu

Tuto práci můžeme označit jako empiricko-teoretickou studii, zpracovanou na třech vybraných jedincích s poškozením chrupavky kolena, metodou pre-test a post-test. Měření bylo provedeno pomocí bioreometru, naměřené hodnoty zpracovány a vyhodnoceny ve formě bioreogramů.

4.1.1

Popis

výběru výzkumného souboru probandů

Výběr probandů byl proveden metodou záměrného výběru. Na výběru probandů jsem spolupracovala s ortopedickým oddělením Fakultní nemocnice Motol. Hlavním kritériem byla lékařem diagnostikovaná léze chrupavky kolena, indikovaná k chirurgickému ošetření ACI (autologous chondrocyte implantation).

Výběr výzkumného souboru nebyl limitován pohlavím, věkem, profesí, sportovní aktivitou či jinak. Jediným kritériem byla volba chirurgického ošetření chrupavky. Výběr byl proveden v období (srpen – říjen 2009) a značně omezen počtem diagnostikovaných pacientů k ošetření ACI. Výzkumný soubor tvořili 2 muži a 1 žena. Průměrný věk probandů byl 44 let.

4.1.2

Organizace

výzkumu

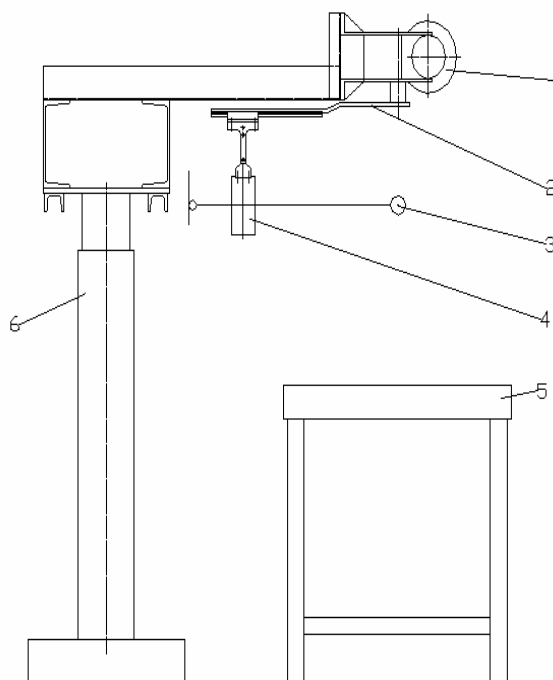
Před zahájením výzkumu byl každý z probandů informován o budoucí spolupráci a poté požádán o podepsání informovaného souhlasu k vyšetření kolenních kloubů metodou bioreometrie a k nahlížení do zdravotnické dokumentace osobami získávající způsobilost k výkonu zdravotnického povolání a členy výzkumného týmu v oblasti bioreometrie, viz. příloha č. 2.

První měření metodou bioreometrie vždy probíhalo týden před artroskopií, byla odebrána základní anamnestická data a orientačně zhodnocen stav kolenního kloubu. Při dalších měřeních byl každý z probandů dotazován na aktuální zdravotní stav a případné nežádoucí vlivy (bolest, nemoc...), aby nedocházelo ke zkreslení výsledků. Všechna

měření na bioreometru se odehrávala v laboratoři BEZ (Biomechanika extrémních zátěží) katedry Anatomie a Biomechaniky FTVS UK v Praze, kde byl přístroj zkonstruován. Před měřením proband nedodržel žádný přesně stanovený režim a nebyl nikterak omezován ve svých denních aktivitách.

Druhá měření probíhala 4. týden po artroskopii a třetí měření 7 týdnů po transplantaci chrupavky. Po samotné artroskopii, mezi prvním a druhým měřením, byla základní rehabilitaci věnována jen doba, kdy byli probandi hospitalizováni, což byl jen jeden den. Na intenzivnější rehabilitaci, pod vedením fyzioterapeuta na vybraném pracovišti, začali probandi docházet přibližně 4.-5. týden po operaci, tedy 2 týdny před třetím měřením. Začátek rehabilitace byl stanoven dle aktuálních potřeb probanda.

4.1.3



Popis a funkce bioreometru (Prokešová, 2008)

1. motor a převodovka
2. unášec
3. dolní končetina
4. objímka
5. vyšetřovací lehátko
6. výškově nastavitelný podstavec

Obrázek č. 15 Schéma reometru (Prokešová, 2008)

Bioreometr měří *in vivo* celkovou mechanickou impedanci kolenního kloubu. Odpor dolní končetiny je měřen tenzometrickými snímači. Signál z tenzometrického

můstku je digitalizován a převáděn přes počítač na bioreogram. Vyjadřuje závislost momentu síly na velikosti ohnutí kolenního kloubu v každém okamžiku pohybu. Jednotlivé kloubní komponenty (kost, chrupavka, synoviální tekutina, šlachy, svaly, vazy, menisky, kůže) mají specifické mechanicko-reologické vlastnosti. Bioreogram podává náhled do viskoelastických vlastností kolenního kloubu a lze z něj určit současný stav kolena. (Prokešová et al., 2006)

Bioreometr měří mechanický odpor vznikající v kolenním kloubu (pasivní moment) během pasivního (vynuceného) pohybu ve směru flexe (ohnutí) a extenze (natažení) kolena. V průběhu celého pohybu dochází k cyklickému zatěžování a odtěžování kolenních extra- a intraartikulárních komponent, což vede k specifickému vývoji kolenního odporu. Výsledná naměřená závislost pasivního momentu M na úhlu ohybu kolena φ je tedy reologickou charakteristikou pasivních silových vlastností celého kloubu a jeho okolí. Grafické znázornění hysterezního průběhu momentu síly se nazývá bioreogram.

Součástí měřicího zařízení je i vyšetřovací lehátko s podporou pro stehno, kde proband leží na boku a bérce je umístěn tak, že kopíruje osu unášeče. Celé zařízení je umístěno na výškově nastavitelném podstavci. Na unášeči je siloměrný snímač, na kterém jsou nalepeny dva kovové jednoosé foliové tenzometry zapojené do střídavého tenzometrického můstku. Údaje z tenzometrického můstku jsou zpracovány A/D převodníkem se vzorkovací frekvencí 1 kHz. A/D převodník je napojen na počítač, ve kterém jsou data dále upravována a prostřednictvím specifického softwaru i zobrazována na monitoru v podobě křivky, která znázorňuje změnu celkového momentu kolena M v reálném čase t . Rychlost unášivého pohybu je dána sinusovým průběhem, střídavě dochází k dynamickému zatěžování a odlehčování sledovaných struktur a dále přístroj snímá kroučící moment, úhel a úhlovou rychlost.

Bioreologická odpověď kolenního kloubu *in vivo* nezávisí pouze na fyzickém stavu kolena (mechanické vlastnosti tkání), ale i na individuálních znacích a neuropsychologickém stavu testované osoby. Z čehož fyzický stav kolena je významně ovlivněn procesem stárnutí, traumatem, zátěžovou historií a různými chorobami, zatímco neuropsychologie závisí na fyziologickém či patologickém stavu tkání, biologické zpětné vazbě (biofeedback), únavě, emočním ladění, funkci autonomního nervového systému, atd.

měření

Měření bylo provedeno na zařízení zvaném bioreometr. Bioreometr je zařízení pomocí něhož lze komplexně měřit reologické vlastnosti kolenního kloubu in vivo.

Měření probíhalo vleže na boku netestované končetiny, čímž se minimalizoval vliv gravitace na zatížení kolene. Netestovaná dolní končetina byla mírně pokrčena pro zajištění stabilní polohy. Svrchní horní končetina ležela volně před tělem, zatímco spodní horní končetina byla ohnuta a umístěna pod hlavou probanda. Kyčelní kloub vyšetřované končetiny se nacházel v nulovém postavení, stehno bylo podepřeno podpěrou a vodorovně k lehátku. Střed kolenního kloubu byl umístěn v ose unášeče. Vyšetřovaná končetina, nad hlezenním kloubem, se připevnila pomocí suchého zipu k rameni reometru. Rameno reometru je pomocí převodovky poháněno krokovým motorem a vykonává unášivý rotační pohyb, který pohybuje kolenem z 10st. extenze do 90st. flexe a zpět v rozsahu 80 st. Způsob měření je naprosto neinvazivní a bezbolestný.

Kalibrovanými měřidly jsme u každého probanda naměřili vzdálenosti, jednalo se o vzdálenost od místa upnutí dolní končetiny do měřícího přístroje k ose rotace kolenního kloubu a šířku dolní končetiny v místě upnutí do měřícího přístroje. Tyto hodnoty pak byly použity jako konstanty při konečných výpočtech. (Lekešová, 2008)

Při měření byla nezbytná úplná relaxace probanda a nutnost zajištění klidného prostředí, bez rušivých vlivů (hluk, chlad...). Měření byla prováděna jen ve spodním prádle nebo nejnutnějším oblečení, aby nedocházelo k omezení či ovlivnění pohybu. Při každém měření proband absolvoval 3 zkušební periody, aby si na pasivní pohyb zvykl a pokusil se maximálně zrelaxovat. Poté bylo naměřeno 5 period, které se vyhodnotily. Vždy byla naměřena zdravá i nemocná končetina, pro možnost srovnávání. Délka jednoho cyklu, což je pohyb kolene z extenze do flexe a zpět, trval 30 sekund. Průběh celého pohybu má sinusový charakter (max. 5° /s). Proband má sám možnost, pokud dojde k nějakým nepříjemným pocitům, kdykoliv pohyb přístroje zastavit.

dat

Výsledkem této studie, měření kolenního kloubu na bioreometru, jsou bioreogramy. Bioreogram vzniká spojením rostoucí a klesající části hysterezní smyčky.

Horní rostoucí část vyjadřuje průběh pohybu z extenze do flexe a spodní klesající část pohyb zpáteční, z flexe do extenze. Bioreogram lze popsat také jako závislost odporového momentu [Nm] na úhlu flexe kolene od 10° do 90° a zpět. Na ose x je zaznamenán úhel dolní končetiny v radiánech (rad) a na ose y velikost momentu síly [Nm]. (Lekešová, 2008)

Bioreometr je napojen na počítač, kam jsou naměřená data převáděna pomocí specifického softwaru. Pro možnost další práce s těmito daty, byly naměřené hodnoty ukládány v podobě textového i datového souboru a dále zpracovány Ing. Kubovým z Katedry Anatomie a Biomechaniky FTVS UK, a to s využitím programovacího softwaru ORIGIN PRO.

vyhodnocení reogramu

Z naměřených bioreogramů jsme vyhodnocovali jeho následující charakteristiky:

- Moment síly M [Nm/rad] – pasivní odpor kolenního kloubu, který se brání proti různým způsobům namáhání (prováděné flexi a extenzi), tvarové porovnání celých bioreogramů
- Ztrátová (disipovaná) energie E_d [J] – znamená ztrátu energie v kolenním kloubu při jeho měření bioreometrem. Grafické znázornění odpovídá ploše bioreogramu.
- Tuhost kolenního kloubu A – určíme ji z míry růstu bioreogramu (směrnice spojnice koncových bodů). Jedná se o pasivní odpor kolene proti pohybu.

4.2 Výsledky

Pro dokumentaci změn reologických vlastností kolenního kloubu před a po chirurgickém ošetření chrupavky uvádím grafická znázornění bioreogramů. Bioreogramy znázorňují průběh tvarových změn v rámci všech tří měření a to jak na nemocné, tak i relativně zdravé dolní končetině.

4.2.1

Proband č.

1

Rok narození: 1968, muž

Výška: 178 cm

Váha: 90 kg

BMI: 28, 4

Úrazová anamnéza: Dne 6. 7. 2009 si při fotbale poranil pravý kolenní kloub, mechanismem úrazu byl pád na koleno, s přišlápnutím paty spoluhráčem. Nález na magnetické rezonanci (MRI) ukázal poškození chrupavky pravého kolene. Levý kolenní kloub bez poranění.

Pracovní anamnéza: živnostník

Historie zatěžování: sportovec, 2x týdně fotbal, denně do práce na kole, pokud dovolí počasí

Osobní anamnéza: Dne 16. 11. 2009 provedena artroskopie pravého kolenního kloubu anterolaterálním a anteromediálním přístupem. Byl nalezen defekt chrupavky mediálního kondylu femuru Outebridge IV. stupně, o velikosti 1,8 x 2 cm v zátěžové zóně. Mediální i laterální meniskus, přední i zadní zkřížený vaz (LCA a LCP) intaktní. Nejsou známky artrózy či zánětlivého poškození kloubu. Byly provedeny odběry chrupavky na kultivaci z nezátěžové zóny fossy velikosti 4 x 5 mm, k transplantaci chrupavky. Hospitalizace po artroskopii trvala 1 den, během kterého byl pacient instruován k individuálnímu domácímu cvičení. Plná zátěž DK již od 3. dne.

Transplantace chrupavky byla provedena dne 20. 12. 2009. V celkové anestezii, v poloze na zádech s flexí DK 90°. Do kolenního kloubu bylo proniknuto mediopatelním přístupem, podél lig. patellae, kde je patrný defekt mediálního kondylu femuru. Závěsný aparát česky poškozen minimálně. Proveden debridement defektu,

následně příprava transplantátu a fixace Tissucol lepidlem. Štěp drží dobře, hybnost bez omezení, bez posunu štěpu. Sutura po vrstvách, jizva cca 10 cm. Pooperační průběh klidný bez komplikací. Rigidní fixace ortézou v semiflexi 30° na 2 dny. Pacient je během hospitalizace poučen o šetrném režimu, základní formě rehabilitace a chůzi o 2 francouzských holích bez zatížení operované dolní končetiny. Po 10 dnech vyndány stehy. Ortéza nastavena přibližně 14 dní na 0-30° s postupným zvyšováním úhlu flexe. Od 3 týdne je zátěž DK pomalu zvyšována, pacient začíná docházet čtvrtý týden na rehabilitaci pod vedením příslušného fyzioterapeuta.

První měření proběhlo týden před artroskopií kolenního kloubu.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s defektem chrupavky: kolenní kloub bez otoku, bolest při chůzi ze schodů, běhu či při sportovní aktivitě, intenzita bolesti na stupni 5, snížená pohyblivost pately latero-laterálně, rozsah pohybu do flexe přes 90°

Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: kolenní kloub bez otoku, bolesti, zvýšené svalové napětí v jeho okolí, plný rozsah pohybu

Rehabilitace: před artroskopií rehabilitace neprobíhala

Druhé měření proběhlo čtvrtý týden po artroskopii.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s defektem chrupavky: Koleno bez otoku, bolest jen při chůzi ze schodů a napadání na končetinu, zhoršená posunlivost a protažlivost fascií v okolí kolene, intenzita bolesti na st. 5, patela nepohyblivá latero-laterálně, bez omezení rozsahu pohybu do flexe

Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: Koleno bez otoku, mírná hypotonie v oblasti m. rectus femoris, subjektivně bez bolesti.

Rehabilitace: bez rehabilitace

Třetí měření proběhlo sedmý týden po transplantaci chrupavky.

Orientační vyšetření operovaného kolenního kloubu: koleno bez otoku, bolest při napadání na končetinu přetrvává, intenzita bolesti na st. 3, jizva cca 10 cm dlouhá na

mediopatelní straně kolene, dobře posunlivá a protažitelná vůči podkoží, flexe kolene cca 110°

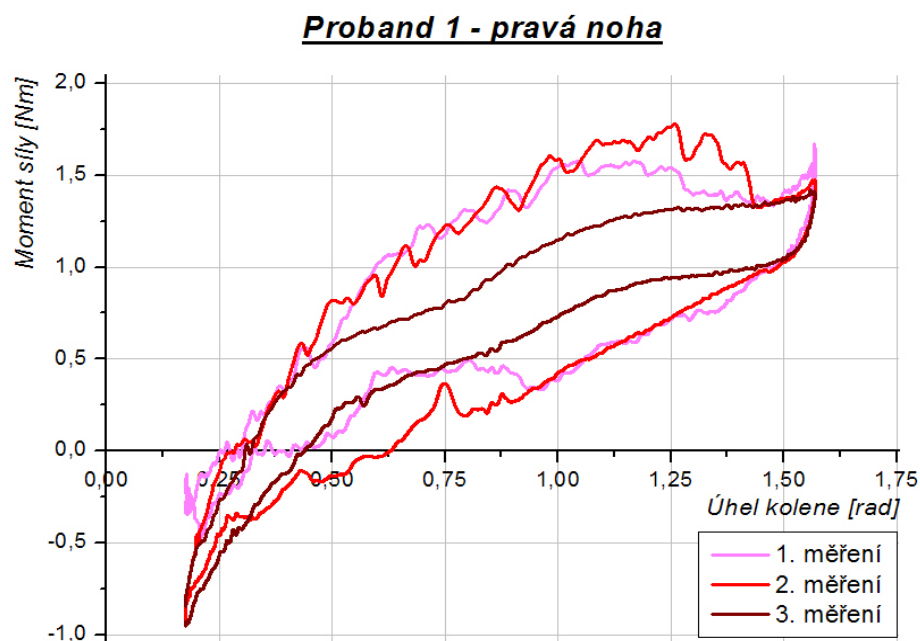
Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: koleno bez otoku, bolesti, svalová normotonie

Aspekce: Pacient bez berlí dva týdny, končetina v ortéze, dva týdny plná zátěž

Rehabilitace: Již třetí týden probíhá intenzivnější forma rehabilitace. Jejím cílem je obnovení ztracené svalové síly a rozsahu pohybu v kloubu, obnovení kloubní vůle dolní končetiny, aktivace dynamických stabilizátorů kolene, zapojení DK do globálních pohybových vzorů.

Vyhodnocení bioreogramů probanda č. 1

Graf č. 1 Vývoj bioreogramů u nemocného kolenního kloubu



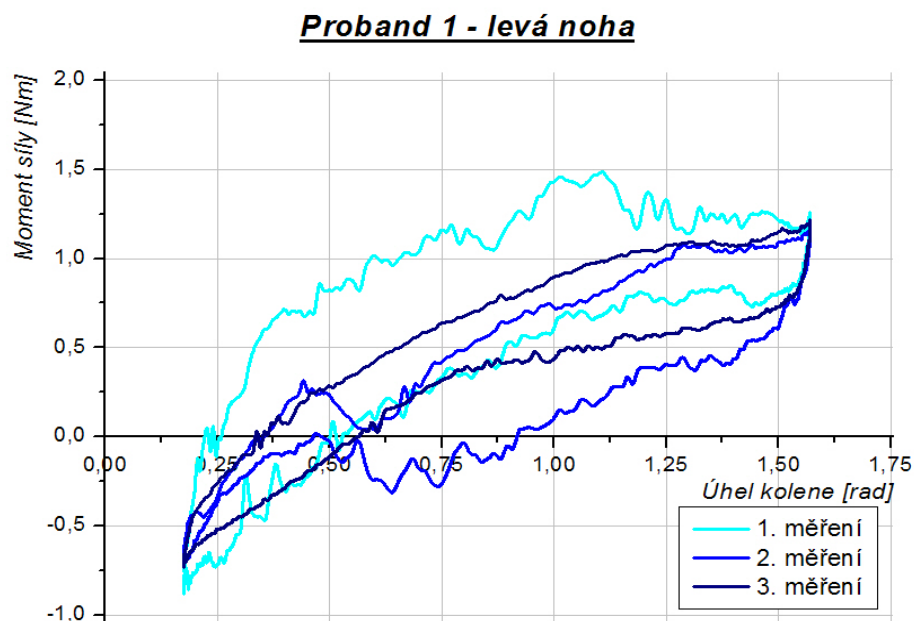
V grafu č. 1 si můžeme všimnout podobnosti prvního a druhého měření. Šířka a velikost plochy bioreogramu je výrazná. Množství disipované energie bude vysoké, což by mohlo být způsobeno zhoršenými tribologickými poměry v kolenním kloubu.

Při druhém měření křivka vykazuje velmi podobné vlastnosti jako při prvním. Artrioskopie byla relativně malým zásahem do struktur kolenního kloubu, tudíž na

bioreogramu nejsou patrné výrazné změny. Z rozsáhlé plochy bioreogramu lze soudit na velké množství disipované energie.

Bioreogram třetího měření je tvarově velmi odlišný od předchozích, vyhladil se a nejvíce se podobá „ideálu“. Snížila se jak jeho šířka, velikost plochy a tím i množství disipované energie je menší. Na zlepšení těchto parametrů má patrně vliv právě probíhající intenzivní rehabilitace.

Graf č. 2 Vývoj bioreogramů u zdravého kolenního kloubu



V grafu č. 2 jsou bioreogramy jednotlivých měření odlišné a rozptýlené. U prvního měření je plocha bioreogramu největší v porovnání s ostatními. Křivka má největší strmost, což poukazuje i na fakt, že pacient zdravou končetinu více přetěžoval z důvodu bolestivosti nemocné PDK, kterou si šetřil.

Bioreogram druhého měření není již tak strmý, což by mohlo vypovídat o svalové hypotonii, nejspíše z důvodu celkové inaktivity. Nápadná nerovnost ve spodní části bioreogramu poukazuje na dysfunkci extenzorového aparátu kolene ve smyslu svalové hypotonie.

Třetí bioreogram se nejvíce přibližuje normě, pacient obě DK zatěžuje v rámci rehabilitace stejně, nabírá svalovou hmotu a dostává se do kondice, čímž se normalizuje stav i na této končetině. Šířka bioreogramů se v průběhu všech tří měření postupně zužovala, jejich plocha zmenšovala a tím je menší i množství disipované energie.

4.2.2

Proband č.

2

Rok narození: 1971, žena

Výška: 176 cm

Váha: 84 kg

BMI: 27, 2

Úrazová anamnéza: Před 10 lety pád na levé koleno při volejbale, výsledkem natržený meniskus, řešeno chirurgicky, poté několik let bez bolesti. Na levém kolenu byla již provedena 2 ošetření chrupavky (Perdieho návrtý, ACI) bez pozitivního výsledku. Mnohačetné pády na pravé koleno a začínající artróza.

Pracovní anamnéza: podnikatelka, převážně sedavé zaměstnání

Historie zatěžování: sport rekreačně

Osobní anamnéza: Nález na MRI ukázal defekt chrupavky levého kolenního kloubu. Dne 2. 1. 2010 provedena artroskopie levého kolenního kloubu, AL a AM přístupem. Vyšetření bez známek nestability, koleno bez náplně, volná hybnost, lehké drásoty. Nalezen defekt chrupavky mediálního kondylu femuru Outbridge IV. stupně, o velikosti 2 x 1,5 cm. Menisky, LCA i LCP intaktní. Znamky artrotických změn 2. stupně femoropatelního skloubení. Provedeny odběry chrupavky na kultivaci z nezátěžové zóny fossy o velikosti 3 x 5 mm pro transplantaci chrupavky. Během hospitalizace pacientka instruována k individuálnímu domácímu cvičení. Plná zátěž končetiny již druhý den po operaci.

Transplantace chrupavky provedena dne 6. 2. 2010 stejným způsobem jako u prvního probanda. Následná rekonvalescence se řídila podobnými pravidly, ovšem v závislosti na individuálních potřebách.

První měření proběhlo týden před artroskopií kolenního kloubu.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s defektem chrupavky: koleno s mírným otokem, bolest tupá intenzity 8, měkké tkáně protažlivé a posunlivé, pohyb kolene v normě s krepitacemi, obvod tohoto kolenního kloubu 15 cm nad patelou o 1cm a přes patelu o 0,5 cm větší než na druhé DK

Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: koleno bez otoku, intenzita bolesti 3, zvýšené napětí měkkých tkání, omezena joint play hlavičky fibuly anteriorním směrem

Rehabilitace: před artroskopií rehabilitace neprobíhala

Druhé měření proběhlo čtvrtý týden po artroskopii.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s defektem chrupavky: koleno oteklé, bolest pouze při sportu nebo delší době chůze, snížená pohyblivost pately a měkkých tkání, krepitace pately, obvod přes patelu i 15 cm nad ní větší o 1 cm, plný rozsah pohybu

Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: koleno bez otoku, intenzita bolesti 2, omezená posunlivost a protažlivost měkkých tkání v okolí kolenního kloubu

Rehabilitace: bez rehabilitace

Třetí měření proběhlo sedmý týden po transplantaci chrupavky.

Orientační vyšetření operovaného kolenního kloubu: kolenní kloub je oteklý, snížená pohyblivost a protažlivost měkkých tkání, jizva cca 10 cm, je snížena její posunlivost a protažlivost vůči podkoží, omezená pohyblivost pately všemi směry, hypertonus m. rectus femoris, obvod přes patelu i 15 cm nad ní o 1 cm větší, pohyb do flexe do 100°, nemožná plná extenze kolene

Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: koleno bez otoku, bolesti, reflexní změny v oblasti kolenního kloubu

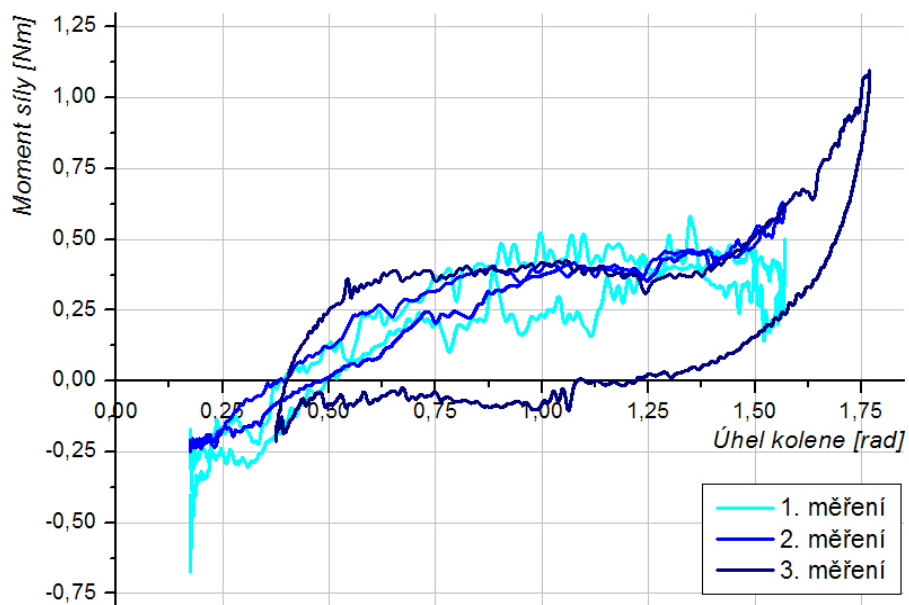
Aspekce: Ortéza nastavená na pohyblivý režim do 100°, pacientka chodí o dvou francouzských berlích bez plného zatěžování LDK.

Rehabilitace: intenzivní forma rehabilitace již druhý týden, zaměřená na obnovení ztracené svalové síly a rozsahu pohybu v kloubu, obnovení kloubní vůle dolní končetiny, aktivace dynamických stabilizátorů kolene, zapojení DK do globálních pohybových vzorů

Vyhodnocení bioreogramů probanda č. 2

Graf č. 3 Vývoj bioreogramů u nemocného kolenního kloubu

Proband 2 - levá noha

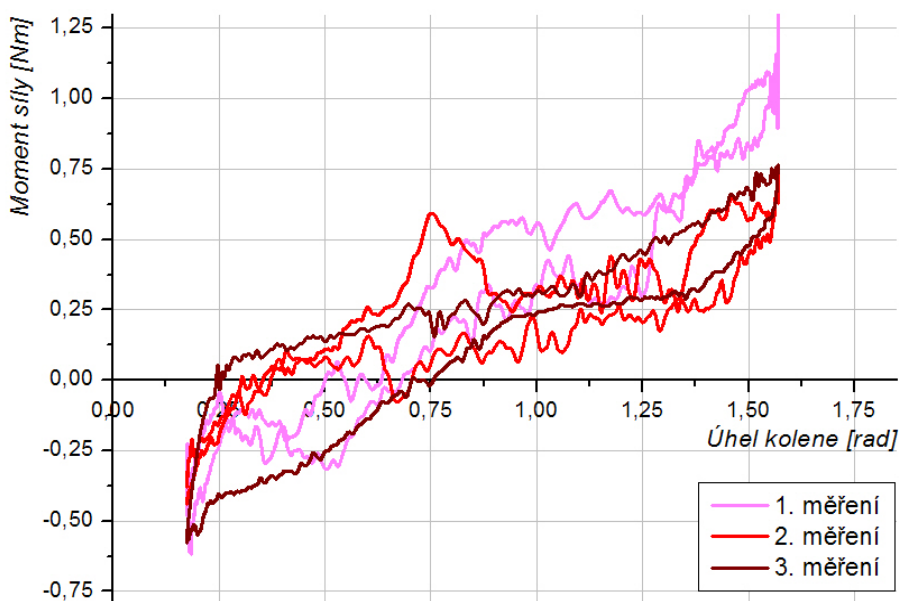


V grafu č. 3 je výrazná podobnost prvních dvou měření. Pacientka pravděpodobně nebyla schopná volní relaxace, z důvodu bolestivosti kolenního kloubu a nedokázala se přizpůsobit metodice měření.

Třetí měření bylo z důvodu nemožnosti plné extenze kolenního kloubu provedeno až od 20° flexe. Pacientka byla již schopna měření tolerovat. Funkce kolenního kloubu se díky probíhající intenzivní rehabilitaci začíná optimalizovat. Nápadný nárůst tuhosti ke konci pohybu do flexe svědčí nejspíše o kontraktuře m. rectus femoris. Šířka křivky odpovídá otoku kolene a snížené pohyblivosti pately. Z velké plochy bioreogramu můžeme usuzovat na větší množství disipované energie.

Graf č. 4 Vývoj bioreogramů u zdravého kolenního kloubu

Proband 2 - pravá noha



V grafu č. 4 je určitá podobnost prvních dvou měření. Z tvaru bioreogramů můžeme soudit na špatnou relaxaci probanda a neschopnost měření tolerovat. Může to být také dáno počínajícími artritickými změnami v koleni a bolestí. Třetí měření opět vykazuje mírné zlepšení, na což má pravděpodobně vliv právě probíhající rehabilitace.

4.2.3

Proband č.

3

Rok narození: 1957, muž

Výška: 187 cm

Váha: 84 kg

BMI: 24, 02

Úrazová anamnéza: není si vědom žádného úrazu, počínající artróza pravého kolene

Pracovní anamnéza: údržbář, převážně sedavý typ zaměstnání

Historie zatěžování: sport rekreačně (kolo, lyže)

Osobní anamnéza: Nález na MRI ukázal defekt chrupavky levého kolenního kloubu. Dne 3. 1. 2010 provedena artroskopie levé dolní končetiny, AL a AM přístupy, vyšetření bez známek nestability, koleno s náplní, hybnost volná, bez drásot. Defekt je na mediálním kondylu femuru Outbridge IV. stupně, o velikosti 3 x 1,5 cm v zátěžové zóně. Med. meniskus s trhlinou, provedena parciální mediální meniskektomie, laterální meniskus, LCA i LCP intaktní. Znamky artrotických změn femoropatelárního skloubení 2. st. Provedeny odběry chrupavky na kultivaci z nezátěžové zóny fossy o velikosti 5 x 5 mm. Během hospitalizace, pacient instruován k individuálnímu domácímu cvičení. Plná zátěž končetiny již třetí den po artroskopii.

Transplantace chrupavky byla provedena dne 9. 2. 2010 stejným způsobem jako u předchozích probandů. Následná rekonvalescence se řídila podobnými pravidly, ovšem v závislosti na individuálních potřebách.

První měření proběhlo týden před artroskopií.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s defektem chrupavky: kolenní kloub oteklý, zkrácení m. iliopsoas, neposunlivé měkké tkáně, intenzita bolesti st. 3, obvod kolene 15cm nad patelou i přes patelu o 1 cm větší než na druhé DK

Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: koleno bez otoku a bolesti, plný rozsah pohybu

Rehabilitace: bez rehabilitace

Druhé měření proběhlo čtyři týdny po artroskopii.

Orientační vyšetření kolenního kloubu s defektem chrupavky: kolenní kloub oteklý, snížená posunlivost a protažlivost fascií, zkrácení m. iliopsoas, obvod kolene 10cm nad patelou i přes patelu o 1 cm větší, flexe v normě

Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: koleno bez otoku a bolesti, hypertonie svalů v oblasti kolene

Rehabilitace: bez rehabilitace

Třetí měření proběhlo sedm týdnů po transplantaci chrupavky:

Orientační vyšetření operovaného kolenního kloubu: Kolenní kloub palpačně bez bolesti, zkrácení m. iliopsoas, méně oteklý než při minulém měření, jizva na vnitřní straně kolene podél lig. patelae, 10 cm dlouhá, dobře posunlivá a protažlivá vůči podkoží. Pohyb kolene možný do 110°.

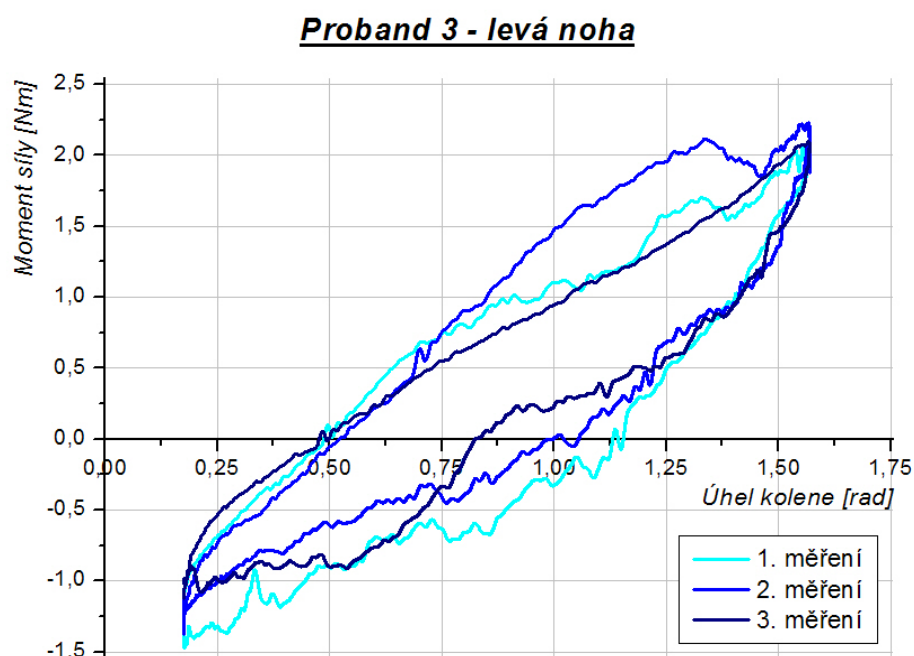
Orientační vyšetření „zdravého“ kolenního kloubu: koleno bez bolesti, otoku, plný rozsah pohybu kolene do flexe, hypertonie svalů v oblasti kolene, snížená posunlivost a protažlivost fascií

Aspekce: pacient má končetinu v ortéze, již 2 týdny chodí bez berlí a plně ji zatěžuje. Chůze je nesouměrná, pacient se stále snaží operované končetině ulevit a tím více přetěžuje druhou, relativně zdravou končetinu. Semiflekční postavení levé dolní končetiny.

Rehabilitace: intenzivní forma rehabilitace již třetí týden, zaměřená na obnovení ztracené svalové síly a rozsahu pohybu v kloubu, obnovení kloubní vůle dolní končetiny, aktivace dynamických stabilizátorů kolene, zapojení DK do globálních pohybových vzorů

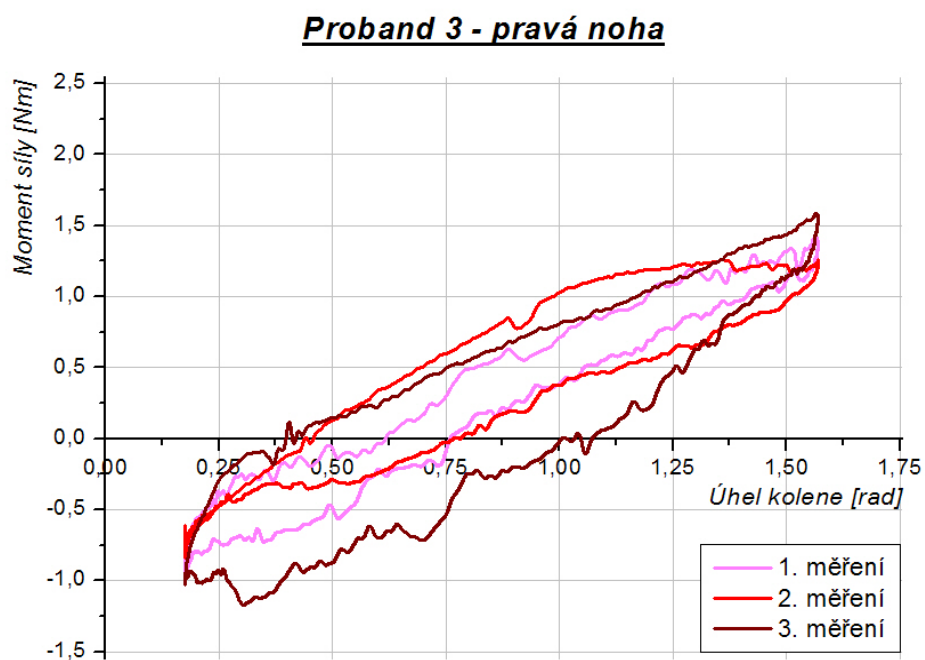
Vyhodnocení bioreogramů u probanda č. 3

Graf č. 5 Vývoj bioreogramů u nemocného kolenního kloubu



V grafu č. 5 vykazují první dva bioreogramy podobnost ve velikosti plochy, která se u posledního měření viditelně zmenšila. Množství disipované energie prvních dvou měření je větší, důvodem by mohly být zhoršené tribologické poměry uvnitř kloubu. Nápadná je i strmost křivek, tudíž nárůst tuhosti v průběhu pohybu je velký, což může být dáno svalovým zkrácením. Třetí bioreogram je vyhlazenější, klesá jeho strmost, pravděpodobně vlivem probíhající rehabilitace.

Graf č. 6 Vývoj bioreogramů u zdravého kolenního kloubu



V grafu č. 6 bioreogramy všech tří měření jeví určité odlišnosti. Šířka bioreogramů, a tím i množství disipované energie se postupně od prvního měření zvyšuje, což může korespondovat s větším přetěžováním relativně zdravé končetiny vůči nemocné. Strmost těchto bioreogramů je v porovnání s operovanou končetinou menší.

5 DISKUZE

Měření na bioreometru umožňuje vizuální zhodnocení změn reologických vlastností nemocného kolenního kloubu před a po operaci v porovnání s relativně zdravým kolenním kloubem. Z bioreogramů lze zhodnotit aktuální stav kolenního kloubu. Bioreogramy, jak nemocného, tak i relativně zdravého kolene vykazují odlišnosti ve tvaru, strmosti, i ploše (tzn. disipovaná energie) a jsou zde viditelné změny v průběhu jednotlivých měření.

V této práci byly zpracovány výsledky tří měření na třech probandech. Na výsledných bioreogramech se hodnotila disipovaná (ztracená) energie, která znamená ztrátu energie v koleni při pasivním pohybu z flexe do extenze a zpět. Dává nám informaci o tribologických poměrech uvnitř kloubu (stav a poloha třecích ploch, viskozita synoviální tekutiny). Disipovaná energie odpovídá velikosti plochy bioreogramu a je uváděna v joulech [J]. Dále se hodnotila tuhost, kterou můžeme určit z míry růstu, respektive strmosti bioreogramu. Tuhost kloubu bývá v případě bolesti charakteristicky ovlivněna změněnými viskoelastickými vlastnostmi kůže, podkoží a fascií, které souvisejí s kolenním kloubem (Prokešová, 2008). Celkově se sledovaly změny tvaru bioreogramů.

Reologie kloubu je výrazně závislá na reologických vlastnostech intra a extraartikulárních tkáňových komponent. Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má značný význam pro správnou funkci kloubu. Pasivní vlastnosti artikulujících struktur pohybového aparátu jsou dány především intraartikulární tribologií. (Otáhal, 2010)

Bozděch ve své práci (Bozděch, 1990) uvádí, že čím je opotřebení kloubních ploch menší, tím se snižuje tření v místě styku. Protilehlé plochy kloubní chrupavky jsou pokryty vrstvou synoviální tekutiny, která slouží jako mazadlo snižující velmi účinně třecí síly a zabraňuje tak nadměrnému opotřebením kloubní chrupavky. Např. u artritických onemocnění nebo defektech chrupavky dochází k zhoršení kvality lubrikace a tím i k zvýšení třecích sil v kloubu a zvýšení množství disipované energie.

Na výsledcích probanda č. 1 a vyšetření jeho nemocné končetiny si lze povšimnout podobnosti prvního a druhého měření, kde je šířka křivky a plocha bioreogramů veliká, což poukazuje na vyšší množství disipované energie v průběhu celého pohybu a tím i snížení „účinnosti“ kolenního kloubu. Při třetím měření, kdy je již pacient ve fázi rekonvalescence a plně se věnuje intenzivní rehabilitaci, vykazuje bioreogram značné odlišnosti. V porovnání s předchozími se výrazně zúžil, nerovnosti vyrovnaly, jeho tvar se přiblížil normě a zvýšila se „účinnost“ kolenního kloubu. Množství disipované energie se snížilo. V průběhu všech tří měření u zdravé končetiny se množství disipované energie postupně snižovalo, což by korespondovalo se stavem nemocné končetiny. Tvar bioreogramu třetího měření se opět tvarově přiblížil „ideálu“. Důvodem podobnosti bioreogramů třetího měření obou končetin tohoto probanda bylo pravděpodobně navrácení se zpět do kondice, intenzivní rehabilitace a vyvážené zapojování obou končetin při každodenních činnostech. U probanda č. 3 se v průběhu všech měření množství disipované energie postupně snižovalo a naopak na relativně zdravé končetině zvyšovalo, což mohlo souviset s neadekvátní zátěží a přetěžováním této končetiny.

Docházelo také ke změnám tuhosti kolenního kloubu. U probanda č. 2 při třetím měření nemocné končetiny byl zaznamenán značný nárůst tuhosti ke konci pohybu do flexe. Náhlé zvýšení tuhosti mohlo být dáno zvýšeným napětím měkkých tkání kolene, hyperonem m. rectus femoris a kladením zvýšeného odporu proti pohybu. U probanda č. 3 vykazovala všechna tři měření na nemocné končetině oproti zdravé výraznou strmost bioreogramů. Vysoká tuhost byla patrně dána celkovým zkrácením svalů DK, nejvýrazněji m. iliopsoas.

U probanda č. 2 byla zaznamenána také měření, z kterých se dalo těžko vyvodit nějaké větší závěry. Jednalo se o první dvě měření. Pacientka se pravděpodobně nedokázala přizpůsobit metodice měření a nebyla schopna měření tolerovat. Především mohlo jít o neschopnost volní relaxace z důvodu bolestivosti a vliv na měření mohly mít i náhlé okolní rušivé vlivy.

Probandi v mé práci měli defekt chrupavky na stejném místě kolenního kloubu, a to na mediálním kondylu femuru. Z provedených studií několika autorů (Brittberg, Minas, Peterson, Višňa, aj.) vyplývá, že nejčastější lokalizací léze chrupavky kolene je právě mediální kondyl femuru (65-80%). (Višňa et al., 2003) Všechny tyto defekty byly dle Outebridge IV. stupně o velikosti: u prvního probanda 2 x 1, 8 cm, druhého 2 x 1, 5 cm

a třetího 3 x 1, 5 cm. Velikost defektů chrupavky kolenního kloubu se zřetelně u jednotlivých probandů nelišila, tudíž by bioreogramy nemusely vykazovat velké rozdíly v charakteru jejich tvaru a vlastností. Mezi jednotlivými bioreogramy všech tří probandů ovšem patrné rozdíly byly. To poukazuje na fakt, že bioreologická odpověď kolenního kloubu *in vivo* tedy nezávisí pouze na fyzickém stavu kolena (mechanické vlastnosti tkání), ale i na individuálních znacích a neuropsychologickém stavu testované osoby (Prokešová, 2008). Výsledky mohou být také ovlivněny mechanismem poranění, dobou od úrazu k operaci, přidruženým degenerativním procesem, historií zatěžování kolene, věkem, pohlavím, tělesnou zdatností a momentálním rozpoložením probanda.

Výsledek měření není ovlivněn jen stavem kolenního kloubu a individuálními znaky probanda, ale také vnějšími vlivy, mezi které patří např. vyšetřovací poloha a její přesné zaujetí při každém měření, není tedy zcela zajištěna její stoprocentní opakovatelnost. S tím souvisí i relaxace probanda, která může být ovlivněna, jak nepohodlnou polohou, okolními vlivy, jako je hluk, chlad v místnosti, tak i nemocí, bolestí nebo psychickým stavem, a tím změnit průběh bioreogramů. Pro validitu výsledků by také bylo potřeba zajistit, aby každý proband měl např. dva dny před měřením nařízen klidový režim, zejména co se týče zatěžování dolních končetin.

Je známo, že defekty chrupavky a jejich následné operační ošetření vyžaduje dlouhou dobu rekonvalescence, nežli se vytvoří nová hyalin-like chrupavka. V retrospektivní studii probíhající v letech 2003-2007, byla provedena transplantace chrupavky (ACI) u 56 pacientů, kteří byli sledováni v rozmezí od 3 měsíců do 3 let od operace. Celkově bylo zaznamenáno signifikantní zlepšení klinického stavu ve většině případů. Po prvních 6 měsících od operace bylo zlepšení stavu nejvýraznější, další prokazatelné zlepšení bylo v průběhu druhého roku po operaci a v průběhu třetího roku po výkonu byl hodnocen stav pacientů jako ustálený a prakticky se již nezlepšoval. Ukazuje se však, že je možný návrat k vysoké úrovni funkce kloubu a obnovení komfortního životního stylu pacientů, včetně sportovní zátěže. (Handl et al., 2009)

Regenerace a vytvoření nové chrupavky kolenního kloubu trvá v řádu i několik měsíců. A proto by bylo zajímavé sledovat probandy po delší časový úsek v procesu rekonvalescence a průběžně detekovat změny bioreogramů, zda-li se postupem času budou více a více podobat „ideálnímu“ tvaru.

Je třeba si uvědomit, že výsledky této studie platí pouze pro tři probandy, nelze je proto zobecňovat pro širší populaci. K tomu, abych mohla provést nějaké validní závěry, by bylo potřeba sledovat větší skupinu probandů. Výběr probandů byl také značně omezen počtem plánovaných operací na daném pracovišti.

Výhodou metody měření na bioreometru je její snadná opakovatelnost a větší počet cyklů v rámci jednoho jedince a také to, že jde o objektivní, naprosto neinvazivní a bezbolestný způsob vyšetření.

6 ZÁVĚR

Základním cílem diplomové práce bylo pomocí bioreodiagnostiky porovnat změny reologických vlastností kolenního kloubu po poškození chrupavky a po jejím chirurgickém ošetření. Z výsledných bioreogramů bylo možné popsat základní reologické vlastnosti kolenního kloubu. Výsledky vlastního měření tvořily základ pro potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz.

Hypotéza č. 1, průběh bioreogramů poraněného kolenního kloubu před a po chirurgickém zákroku bude vykazovat změny v charakteru jejího tvaru a vlastností, se potvrdila. Měření metodou bioreometrie odhalilo změny reologických vlastností kolenního kloubu způsobené operací a následnou rehabilitací. Charakter bioreogramů poraněného kolene v průběhu všech tří měření vykazuje odlišnosti ve tvaru i vlastnostech.

Hypotéza č. 2, u jednotlivých probandů s defektem chrupavky se bioreogramy nebudou zřetelně lišit, se potvrdila jen částečně. Výrazná šíře bioreogramů charakteristická pro poškození chrupavky se projevila u dvou probandů. Bioreogram třetího probanda před zákrokem nebylo možno pro značnou komplexnost nepříznivých jevů adekvátně ohodnotit.

Hypotéza č. 3, u každého probanda bude mezi relativně zdravou a poraněnou končetinou zaznamenána rozdílnost ve tvaru bioreogramů, se potvrdila částečně. Bioreogramy nemocné a relativně zdravé končetiny jsou rozdílné. Vykazují rozdíly jak v množství disipované energie, tuhosti, šířky, strmosti a ploše bioreogramu. Jistou výjimku tvoří první proband, jehož oba bioreogramy prvního měření mají velkou plochu, šířku a nerovnosti.

Hypotéza č. 4, bioreogramy relativně zdravé, neoperované končetiny se budou měnit vlivem měnícího se režimu jejich zátěže, se potvrdila. U jednotlivých probandů se

charakter bioreogramů zdravé končetiny mezi jednotlivými měřeními měnil, ať už ve sklonu, velikosti plochy, šířce či nerovnosti bioreogramu.

V průběhu práce jsem také získala bližší náhled na problematiku poškození chrupavky kolenního kloubu a možnosti její léčby. Seznámila jsem se s metodou měření pomocí bioreometru a možností objektivně zhodnotit stav kolenního kloubu z výsledných bioreogramů. Výsledky a závěry této práce jsou ovšem platné pouze pro tuto studii. Validní závěry by bylo možné stanovit až po sledování větší skupiny probandů.

7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha : Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
2. BARTONÍČEK, J. a kol. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 1. vydání Praha : Avicenum, 1991. 249 s. ISBN 80-201-0151-9.
3. BAUER, M., JACKSON, RW. Chondral lesions of the femoral condyles : a system of arthroscopic classifications. *Arthroscopy*, 1988. 4: p. 97-102.
4. BENTLEY, G., BIANI, LC., CARRINGTON, RW., AKMAL, M., GOLDBERG, A., WILLIAMS, AN., SKINNER, JA., PRINGLE, J. A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mozaicoplasty for osteochondral defects in the knee. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 2003. VOL. 85-B. p. 223-30. No 2.
5. BOBIC, V. Arthroscopic osteochondral autograft transplantation in anterior cruciate ligament reconstruction : A preliminary clinical study. *Arthroscopy*, 1999. 15: p. 35-39.
6. BOZDĚCH, Z., HORKÝ, D., JANEČEK, M. *Chrupavka a synoviální tkáň lidského kloubu*, Brno : Masarykova Univerzita, 1990. 150 s. ISBN 80-210-0417-7.
7. BUCKWALTER, JA. Articular cartilage. *The journal of Bone and Joint surgery*, 1997. vol. 17. no. 4. 600-611 s. ISSN 0812-1765.
8. BUTLER, JC., ANDREWS, JR. The role of arthroscopic Sumery in the evaluation of acute traumatic hemarthrosis of the knee. *Clin. Orthop.*, 1988. 228: p. 150-152.
9. CLAR, C., CUMMINS, E., McINTYRE, L., THOMAS, S., LAMB, J., BAIN, L., JOBANPUTRA, P., WAUGH, N. Clinical and cost-effectiveness of autologous chondrocyte implantation for cartilage defects in the knee joint: systematic review and economic evaluation. *Health Technology Assesment*, 2005. Vol. 9. No. 47.
10. CURL, WW., KROME, J., GORDON, S., RUSHING, J., SMITH, BP., POEHLING, GG. Cartilage Injuries: A Review of 31, 516 Knee Arthroscopies.

- Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 1997. Vol. 13. No. 4. p. 456-460.
11. ČECH, O., SOSNA, A., BARTONÍČEK, J. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha : Avicenum, 1986. 195 s.
 12. ČIHÁK, R. *Anatomie (1. díl)*, 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
 13. DITMAR, R. *Instability kolenního kloubu*. 2. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 1995. 31 s. ISBN 80-7067-523-3.
 14. DRISCOLL, SWO., FITZSIMMONS, JS. The Role of Periosteum in Cartilage Repair. *Clin. Orthop.*, 2001. 391 (Suppl.). p. 190-207.
 15. DUNGL, P. a kol. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2005. 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
 16. DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha : Grada, 2007. 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7.
 17. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
 18. DYLEVSKÝ, I., KORBELÁŘ, P., KUČERA, M. *Pohybový systém a zátěž*. Praha : Grada, 1997. 252 s. ISBN 80-7169-258-1.
 19. DYLEVSKÝ, I., KUBÁLKOVÁ, L., NAVRÁTIL, L. *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. 1. vyd. Manus, 2001. 110 s. ISBN 80-902318-8-8.
 20. DZIOBA, RB. The classification and treatment of acute articular cartilage lesions. *Arthroscopy*, 1988. 4: p. 72-80.
 21. FENEIS, H. *Anatomický obrazový slovník*, 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 1996. 455 s. ISBN 80-7169-197-6.
 22. FUNG, Y.C. *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*. New-York : Springer-Verlag, 1993.
 23. GRIGOLO, B., ROSETI, L., FIORINI, M., FINI, M., GIAVARESI, G., ALDINI, NN., GIARDINO, R., FACCHINI, A. Transplantation of chondrocytes seeded on hyaluronan derivative (HYAFF 11) into cartilage defects in rabbits. *Biomaterials*, 2001. 22: p. 2417–2424.
 24. GROSS, JM. et al. *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha : Triton, 2005. 599 s. ISBN 80-7254-720-8.

25. HANDL, M. ET AL. Transplantace kultivovaných autologních chondrocytů kolenního kloubu. *Ortopedie*, 2009. 3: s. 8-13.
26. HANDL, M., TRČ, T., HANUS, M., ŠŤASTNÝ, E., FRICOVÁ-POULOVÁ, M., NEUWIRTH, J., ADLER, J., HAVRANOVÁ, D., VARGA, F. Léčba hlubokých chondrálních defektů pately transplantací kultivovaných autologních chondrocytů. *Acta Chirurgiae et Orthopaedicae et Traumatologiae Čech*, 2006. 73. s. 373-379.
27. HANGOGY, L., FECZKO, P., BARTHA, L. Mosaicoplasty for the Treatment of Articular Defects of the Knee and Ankle. *Clin. Orthop.*, 2001. 391 (Suppl.). p. 328-336.
28. HANGOGY, L., KISH, G., KÁRPÁTI, Z., UDVARHELYI, I., SZIGETI, I., BÉLY, M. Mosaicoplasty for the treatment of articular cartilage defects: application in clinical practice. *Orthopaedics*, 1998. 21(7): p. 751-756.
29. HAVLAS, V. *Základní biomechanické charakteristiky kolenní chrupavky a problematika jejich měření*. Disertační práce. Praha : FTVS UK, 2001.
30. HAVRÁNEK, A. *Úvod do bioreologie*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1445-8.
31. HJELLE, K., SOLHEIM, E., STRAND, T., MURI, R., BRITTBERG, M. Articular Cartilage Defects in 1,000 Knee Arthroscopies. *Arthroscopy. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2002. Vol. 18. No. 7. p. 730-734.
32. HORAS, U., PELINKOVIC, D., HERR, G., AIGNER, T., SCHNETTIER, L. Autologous chondrocyte implantation and osteochondral cylinder transplantation in cartilage repair of the knee joint. *J Bone Joint Surg*, 2003. 85A-2.
33. HUNT, N. ET AL. Chondral Lesions of the Knee: A New Localization Method And Correlation With Associated Pathology. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2001. Vol. 17. No. 5. p. 481-490.
34. HUNZIKER, EB., ROSENBERG, LC. Repair of Partial Thickness Defects in Articular Cartilage : Cell Recruitment from the Synovial Membrane. *J. of Bone & Joint Surg.*, 1996. 78-A: p. 721-733.
35. CHALOUPKA, R. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2001. 186 s. ISBN 80-7013-341-4.

36. JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého, 2003. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.
37. JONES, GLISSON, M., HYNES, K., CICUTTINI, F. Sex and site differences in cartilage development : A Possible Explanation for Variations in Knee Osteoarthritis in Later Life. *ARTHRITIS & RHEUMATISM*, 2000. Vol. 43. No. 11. p. 2543-2549.
38. KARAS, V., SUŠANKA, P., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky tělesných cvičení*. Praha : Univerzita Karlova, 1989.
39. KARAS, V. *Biomechanika struktury a chování pohybového systému člověka při volní motorické činnosti*. Praha : Univerzita Karlova, 1978. 207 s. 60-004-78.
40. KEMPSON, GE. The tensor properties of the cartilage of human femoral condyles related to the content of collagen and glykosaminoglykans. *Biochim Biophys Acta*, 1973. Feb 28; 297(2): p. 456-72.
41. KOUDELA, K. a kol. *Ortopedická traumatologie*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2002. 147 s. ISBN 80-246-0392-6.
42. KOUDELA, K. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2004. 281 s. ISBN 80-246-0654-2.
43. KOŽÁK, J. Neskoré následky operačnej liečby makkých struktur kolena a možnosti ich liečebného ovplyvnenia prostriedkami liečebnej rehabilitácie. *Rehabilitácia*, 2000. Vol. 33. No. 1. s. 43-48.
44. KREUZ, PC., MÜLLER, S., OSSENDORF, CH., KAPS, CH., ERGGELET, CH. Treatment of focal degenerative cartilage defects with polymer-based autologous chondrocyte grafts : four-year clinical results. *Arthritis Research & Therapy*, 2009. 11: R33.
45. KUBOVÝ, P. *Osobní předání*, 2010.
46. LEKEŠOVÁ, M. *Reologie kolenního kloubu před a po aplikaci totální endoprotézy*. Diplomová práce. Praha : FTVS UK, 2008.
47. LINC, R. *Nauka o pohybu*. 1. vyd. Brno : Avicenum, 1988. 415 s.
48. MANKIN, HJ., DORFMAN, H., LIPPIELLO, L., ZARINS, A. Biochemical and metabolic abnormalities in articular cartilage from osteoarthritic human hips : II. Correlation of morfology with biomechanical and metabolic data. *J Bone Joint Surg*, 1971. 53A. p. 523-537.

49. MARCACCI, M., KON, E., ZAFFAGNINI, S., IACONO, F. Arthroscopic Autologous Chondrocyte Transplantation. *Europ. J. Trauma*, 2002. Suppl. 089. p. 43.
50. MOW, VC., ATESHIAN, GA., RATCLIFFE, A. Anatomic Form and Biomechanical Properties of Articular Cartilage of the Knee Joint. *Biology and Biomechanics of the Traumatized Synovial Joint : The Knee as a Model. American Academy of Orthopaedics Surgeons Symposium*, 1992. p. 597. ISBN 0-89203-070-4.
51. NEDOMA, J., STEHLÍK, J., BARTOŠ, M., DENK, F., ŽUPA, V., FOUSEK, J., HLAVÁČEK, I., KLÉZL, Z., KVĚT, I. *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha : Karolinum, 2006. 491 s. ISBN 80-246-1227-5.
52. NEIL, AL. *Bones, Joints and Ligaments*, 2009. ISBN 1-74138-167-5.
53. NETTER, FH. *Anatomický atlas člověka*. 2. rozš. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1153-2.
54. NOYES, FR., STABLER, CL. A system for fading articular cartilage lesions at arthroscopy. *Am J Sports Med*, 1989. 17:505-513.
55. NOYES, FR., BASSETT, RW., GROOD, ES., BUTLER, DL. Arthroscopy in acute traumatic hemarthrosis of the knee : incidence of anterior cruciate tears and other injuries. *J. Bone Jt Surg.*, 1980. 62-A: 687-695.
56. NÝDRLE, M., VESELÁ, H. *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace kolenního kloubu*. 1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1992. 75 s. ISBN 80-7013-128-4.
57. OUTBRIDGE, RE. The etiology of chondromalacia patellae. *J Bone J Surg*, 1961. 43 B: p. 752-757.
58. OZTURK, K., OZDEMIR, MR., OZKAN, Y. Osteochondral autografting (mosaicplasty) in grade IV cartilage defects in the knee joint : 2- to 7- year results. *International Orthopaedics*, 2006. 30: p. 200-204.
59. PAVELKA, K., ROVENSKÝ, J. *Klinická revmatologie*. Praha : Galen, 2003. 952 s. ISBN 80-7262-174-2.
60. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. 2. vydání Brno : Akademické nakladatelství CERM, 2003. 239 s. ISBN 80-7204-312-9.

61. PETERSON, L., MINAS, T., BRITTBERG, M. ET AL.: Two- to 9-year outcome after autologous chondrocyte transplantation of the knee. *Clin. Orthop.*, 2000. 374: p. 212–234.
62. PODĚBRADSKÝ, V., VAŘEKA, I. *Fyzikální terapie I*. Praha : Grada Publishing, 1998. 264 s. ISBN 80-7169-661-7.
63. PODŠKUBKA, A. Poranění kolenního kloubu při sportu. *Diagnóza*, 2000. vol. 3 no. 32 s. 11-12. ISSN 1212-3595.
64. PODŠKUBA, A., POVÝŠIL, C., KUBEŠ, R. ŠPRINGRICH, J., SEDLÁČEK, R. Ošetření hlubokých defektů chrupavky kolena transplantací autologních chondrocytů fixovaných na nosiči z esteru kyseliny hyaluronové (Hyalograft C). *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl.*, 2006. 73: s. 251-263.
65. POKORNÝ, V. a kol. *Traumatologie*. 1. vyd. Praha : Triton, 2002. 307 s. ISBN 80-7254-277-X.
66. POKORNÝ, V. Současné trendy u poranění kolenního kloubu. *Diagnóza*, 2000. No 32. s. 5-6.
67. PROKEŠOVÁ, M. *Reologická odezva kolenního kloubu na historii zatěžování*. Disertační práce. Praha : Univerzita Karlova v Praze, 2008.
68. PROKEŠOVÁ, M., ŘÍHA, M., HAVRÁNEK, A., OTÁHAL, S. Biorheology of joint. *Prezentace*. Hrotovice, 2006.
69. RYBKA, V., VAVŘÍK, P., a kol. *Alopastika kolenního kloubu*. Praha : Arcadia, 1993. 207 s. ISBN 80-901423-9-7.
70. SHAH, MR., KAPLAN, AM., MEISLIN, RJ., BOSCO, JA. Articular Cartilage Restoration of the Knee. *Buletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, 2007. 65 (1): p. 51-60.
71. SMETANA, P. Využití artroskopie u traumat kolenního kloubu. *Diagnóza*, 2000. No. 32. s. 7.
72. SOSNA, A. a kol. *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha : Triton, 2001. 175 s. ISBN 80-7254-202-8.
73. STEADMAN, JR., RODKEY, WG., SINGLETON, SB., BRIGGS, KK. Microfracture technice for full-thickness chondral defects : technical and clinical results. *Oper. Tech. Orthop.*, 1997. 7: p. 300-304.
74. STRÁŽNICKÁ, L. *Reologie kolenního kloubu před a po chirurgickém řešení ruptury předního zkrříženého vazy*. Diplomová práce. Praha : FTVS UK, 2006.

75. TUAN, RS. A second-generation autologous chondrocyte implantation approach to the treatment of focal articular cartilage defects. *Arthritis Research & Therap.*, 2007. Vol. 9.
76. VALENTA, J. *Biomechanika člověka, svalově kosterní systém*. 1. díl Praha : ČVUT, 1997. 177 s.
77. VALEŠ, J. *Speciální kineziologie*. Vysoká škola v Plzni (učební texty), o.p.s., 2004. 113 s.
78. VAVREKA, F. *Základy biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc : Univerzita Palackého, 1997. 40s. ISBN 80-7067-727-9.
79. VÉLE, F. *Kineziologie*. Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
80. VILCHEZ, F., LARA, J., ALVAREZ-LOZANO, E., CUERVO, CE., MENDOZA, OF., ACOSTA-OLIVO, CA. Knee chondral lesions treated with autologous chondrocyte transplantation in a tridimensional matrix: clinical evaluation at 1-year follow-up. *J Orthopaed Traumatol.*, 2009. 10: p. 173-177.
81. VIŠŇA, P., HOCH, J. a kol. *Traumatologie dospělých*. 1. vyd. Maxdorf, 2004. 157 s. ISBN 80-7345-034-8.
82. VIŠŇA, P., ADLER, J., POKORNÝ, V., SELUCKÝ, J., PAŠA, L. Řešení hlubokých chondrálních defektů kolene mozaikovou plastikou - první zkušenosti. *Acta. Chir. Orthop. Traum. Čech.*, 1999. 65: s. 266-271.
83. VIŠŇA, P., HARTL, R. a kol. *Chrupavka kolena*. Maxdorf, 2006. ISBN 80-7345-084-4.
84. VIŠŇA, P., PAŠA, L., ADLER, J., FOLVARSKÝ, J., HORKÝ, D. Řešení hlubokých chondrálních defektů kolena pomocí autologních kultivovaných chondrocytů na nosiči - příprava chondrograftu. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl.*, 2003. 70: s. 350-355.
85. VIŠŇA, P., PAŠA, L., ADLER, J., FOLVARSKÝ, J., HORKÝ, D. Řešení hlubokých chondrálních defektů kolena pomocí autologních kultivovaných chondrocytů na nosiči - výsledky po jednom roce. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl.*, 2003. 70: s. 356-362.
86. VIŠŇA, P., ADLER, J., NESTROJIL, P., POKORNÝ, V., SELUCKÝ, J. Kolenní chrupavka a rozvoj osteoartrózy. *Úraz. Chir.*, 1999. 7: s. 18-25.
87. WOO, SL. Quasi-linear viscoelastic properties of normal articular cartilage. *J Biomechanic Eng.*, 1980. May. 102 (2): p. 85-90.

Internetové zdroje

88. MORA, A. S. Articular Cartilage of the knee. *La Veta Orsthopaedic Associates Orthopaedic Surgery & Sports Medicine*, 2008. [online]. [cit. 15. 6. 2009].
Dostupné z: <http://www.myorthodoc.com/KneeInjuryProtocol.htm>
89. OTÁHAL, S. *Reologické vlastnosti biologických struktur* [online]. [cit. 15. 9. 2009]. URL:
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompodium\biomechanika\vlastnosti_reologicke.php
90. OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti šlach a vazů* [online]. [cit. 15. 9. 2009]. URL:
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompodium\biomechanika\vlastnosti_tkane_vaz.php
91. OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti chrupavky* [online]. [cit. 15. 9. 2009]. URL:
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompodium\biomechanika\vlastnosti_tkane_chrupavka.php
92. OTÁHAL, S. *Mechanické vlastnosti kostní tkáně* [online]. [cit. 15. 9. 2009]. URL:
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompodium\biomechanika\vlastnosti_tkane_kostni.php

8 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1 Kloubní plocha česky	8
Obrázek č. 2 Wiberg-Baumgartlova klasifikace tvarů česky	15
Obrázek č. 3 Kolenní kloub	8
Obrázek č. 4 Pohled na tibiální plató	8
Obrázek č. 5 Kolenní kloub - pohled z laterální strany	8
Obrázek č. 6 Schéma struktury chrupavky ve světelné mikroskopii	8
Obrázek č. 7 Napěťová relaxace	8
Obrázek č. 8 Creep	8
Obrázek č. 9 Grafické vyjádření a model klasické (Hookovské) látky	8
Obrázek č. 10 Newtonův viskózní zákon, graf i symbol pístu	8
Obrázek č. 11 Saint - Venantův model	64
Obrázek č. 12 Prvky reologických modelů	65
Obrázek č. 13 Reologické modely	65
Obrázek č. 14 Charakteristiky impedance kolenního kloubu	68
Obrázek č. 15 Schéma reometru	8

9 SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1 Vývoj bioreogramů u nemocného kolenního kloubu	77
Graf č. 2 Vývoj bioreogramů u zdravého kolenního kloubu	79
Graf č. 3 Vývoj bioreogramů u nemocného kolenního kloubu	82
Graf č. 4 Vývoj bioreogramů u zdravého kolenního kloubu	84
Graf č. 5 Vývoj bioreogramů u nemocného kolenního kloubu	87
Graf č. 6 Vývoj bioreogramů u zdravého kolenního kloubu	88

10 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 Anamnestický dotazník	106
Příloha č. 2 Informovaný souhlas	108
Příloha č. 3 Etická komise	98

Příloha č. 1 Anamnestický dotazník

Laboratoř Biomechaniky Extrémních zátěží
kat. Anatomie a Biomechaniky, FTVS UK Praha
Josef Martího 31, 16252 Praha 6 - Veveslavín

Anamnestický dotazník – proband číslo		Dnešní datum:
Jméno a příjmení:		Rodné číslo:
Výška [cm]:	Váha [kg]:	Pohlaví:
Zaměstnání:		
Anamnéza:		
Alergie:		
Užívané léky:		
Závažná onemocnění rodiče, sourozenci, děti:		
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 nem. <input type="checkbox"/> revmatologická onemocnění <input type="checkbox"/> jiná:		
Přijem tekutin za 24hod.: <input type="checkbox"/> méně než 1l <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): 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10		
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"/> ortézy <input type="checkbox"/> ortopedické 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:		

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 více než 2 km: 10; pravidelná, při nebo po chůzi méně než 2 km: 5; konstantní, stálá: 0	

Příloha č. 2 Informovaný souhlas

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 biomedicině č. 96/2001, Vás žádáme o souhlas k vyšetření Vašich kolenních kloubů metodou BIORHEOMETRIE 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 biorheometrie.

Dnešního dne jsem byl/a odborným pracovníkem poučen/a o plánovaném vyšetření kolenních kloubů metodou BIORHEOMETRIE. 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 BIORHEOMETRIE.

Souhlasím s nahlížením výše jmenovaných osob do mé dokumentace.

Řešitel experimentální studie:

Osoba, která provedla poučení:.....

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

Vlastnoruční podpis probanda/pacienta:.....