

Obsah:

Obsah:.....	6
1 ÚVOD.....	7
2 CÍLE, HYPOTÉZY A ÚKOLY PRÁCE.....	8
3 TEORETICKÁ ČÁST PRÁCE	10
3.1 STAVBA KLOUBU.....	10
3.2 ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU.....	16
3.3 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU	29
3.4 BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU.....	35
3.5 REOLOGIE	41
3.6 PATOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU.....	48
3.7 VYŠETŘENÍ KOLENNÍHO KLOUBU	57
3.8 FLORBALOVÝ BRANKÁŘ.....	65
4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE.....	70
4.1 METODIKA VÝZKUMU	70
4.2 VLASTNÍ MĚŘENÍ A SBĚR DAT.....	79
4.3 VÝSLEDKY	80
5 DISKUZE	99
6 ZÁVĚR	106
7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	107
8 SEZNAM ZKRATEK	115
9 PŘÍLOHY	116

1 ÚVOD

Bolest kolenních kloubů je u brankářů ve florbalu velmi častým problémem. Bohužel není této problematice, a především její prevenci, věnována velká pozornost. Vzhledem k tomu, že i mě je tato problematika blízká, rozhodla jsem se jí zabývat ve své diplomové práci.

Post florbalového brankáře je pro mnoho lidí stále velkou neznámou, vzhledem ke stáří tohoto sportu. Kromě jiných odchylek od ostatních sportů, je zde zvláštností, že hráč tráví většinu času v kleku na zemi. V tomto postoji se také během hry pohybuje. V případě extraligového brankáře se jedná zhruba o hodinu a půl této zátěže téměř každý den. Přestože je zřejmé, že je tato poloha značně zátěžová, jednostranná a vůbec nevhodná pro pohybový aparát, není v treninku věnován dostatečný čas kompenzaci. Toto je zřejmě důsledkem toho, že florbal je stále velmi mladým sportem, u nás zhruba 17 let starým, a věnují se mu amatéři a to bohužel ve většině případů i na trenérských postech.

Není neobvyklé, že od brankářů často slyšíme stížnosti na bolesti kolenních kloubů, která je mnohdy donutí k pauze na část sezóny. Léčba je většinou pouze dočasná nebo vůbec neúspěšná, vzhledem k přetrvávajícímu nevhodnému zatížení. Stav je alarmující také díky tomu, že nyní začínají s tímto sportem stále mladší děti a proto také problémy s klouby přicházejí v mnohem nižším věku. Není vůbec výjimkou, že děti v mladším školním věku trpí bolestmi. Proto, pokud chceme tomuto stavu zabránit, je třeba se této problematice hlouběji věnovat a zjistit příčinu problémů a pokud možno se jí snažit odstranit.

V mojí práci bych chtěla s touto problematikou seznámit veřejnost. Zaměřit se na získání důkazů, že florbal kolenní klouby brankářů skutečně negativně ovlivňuje a pokusit se zjistit možné mechanismy vzniku potíží. Případně ve zkratce navrhnout možné způsoby jejich prevence.

2 CÍLE, HYPOTÉZY A ÚKOLY PRÁCE

CÍLE PRÁCE

Cílem diplomové práce je zjistit zda se u florbalových brankářů vyskytují změny fyziologických vlastností kolenních kloubů a zda jsou u jednotlivých probandů podobné a korelují s nálezy na rentgenových snímcích. Dále se pokusím dokázat, že tyto případné změny jsou skutečně způsobeny zátěží při hraní florbalu. S využitím odborných zdrojů zpracuji teoretický podklad práce. Vytvořím specifický dotazník pro získání potřebných informací od probandů.

HYPOTÉZY

1. U hodnocených probandů bude přítomna bolest kolenních kloubů.
2. Parametry hysterezních křivek kolenního kloubu florbalových brankářů naměřených na reometru se specificky liší od „zdravého“ kolenního kloubu.
3. Parametry křivek pravé a levé dolní končetiny se liší podle preferované končetiny probanda.
4. Naměřené změny reologie kolenního kloubu korelují se změnou postavení pately detekovanou pomocí rentgenových snímků.

ÚKOLY

1. Seznámení s problematikou, řešenou v diplomové práci. Vyhledat co možná nejvíce dostupných zdrojů, prostudovat je a analyzovat jednotlivé informace.
2. Za použití informací získaných nastudováním materiálů napsat teoretickou část diplomové práce.
3. Vytvoření dotazníku pro získání potřebných informací od probandů.
4. Podle definovaných kritérií vybrat potřebné probandy pro výzkum.
5. Provést měření na bioreometru – v definované poloze, za stejných podmínek.
6. Vyhodnotit získaná data a hysterezní křivky
7. Vyhodnotit rentgenové snímky, zaměřit se na postevní pately
8. Porovnat výsledky obou metod a zjistit, zda mezi sebou korelují

3 TEORETICKÁ ČÁST PRÁCE

3.1 STAVBA KLOUBU

Kloub představuje pohyblivé spojení dvou nebo více kostí, jejichž dotykové plochy jsou potaženy chrupavkou a dotýkají se uvnitř vazivového pouzdra. Styčné plochy jsou ve většině případů uspořádány tak, že jedna je konkávní, kloubní jamka (*fossa articularis*) a druhá konvexní, kloubní hlavice (*caput articulare*). Styčné plochy jsou pokryty nejčastěji chrupavkou hyalinní. Pouze v některých, velmi namáhaných kloubech je přítomna pevnější chrupavka vazivová. Tloušťka chrupavky závisí na míře zatížení a druhu kloubu a pohybuje se mezi 0,5 a 6 mm. S větším zatížením stoupá úměrně i tloušťka chrupavky.

Kost

Kosti tvoří opěrnou soustavu lidského těla. Jsou to pevné, tvrdé a do určité míry pružné orgány žlutobílé barvy. Dohromady s chrupavkami a kloubními spoji tvoří pasivní pohybový aparát.

Podle tvaru rozeznáváme kosti dlouhé, krátké a ploché. Dlouhé kosti mají jasně ohraničené konce a kloubní úseky, krátké kosti jsou často nepravidelného tvaru s nepravidelnými kloubními plochami a mezi ploché kosti patří například sternum nebo některé lebeční kosti. Tyto tři typy kostí se neliší pouze tvarem, ale i způsobem a průběhem vývoje kosti. Všechny druhy kostí jsou tvořeny dvěma typy kostní tkáně, kompaktní a trámčitá spongiózní. První uvedený typ kostní tkáně nalezneme nejčastěji na povrchu kosti a druhý v jejím nitru. Jejich poměr se v jednotlivých typech kostí liší.

Dlouhé kosti mají duté tělo, obalené silným pláštěm kompakty. Kloubní konce tvoří pouze tenká vrstva kompakty a uvnitř je spongiózní kost uspořádaná do kostních trámečků. V dutinách dlouhých kostí se nachází kostní dřev.

Krátké kosti jsou tvořeny uvnitř spongiózní kostí a na povrchu kryty tenkou vrstvou kompaktní kosti – *substantia corticalis*.

Ploché kosti lebeční jsou kryty z obou stran kompaktní kostí tvořící lamina externa a lamina interna. Mzi oběma vrstvami je spngiosa nazývaná diploe.

Dutiny uvnitř dlouhých kostí a prostory mezi trámečky spongiosy jsou vyplněny kostní dřeví. Existují dva druhy kostní dřevě, červená a žlutá. Červená kostní dřevě obsahuje kmenové buňky pro krvetvorbu, která v průběhu života postupně ustává a vazivo dřevě je postupně prorůstáno tukovými buňkami. Červená kostní dřevě se tak mění na žlutou, která okolo 20. roku života vyplňuje již dutiny všech dlouhých kostí. Červená dřevě zůstává v kloubních koncích dlouhých kostí, v lopkách kyčelních, žebrech, sternu a lebečních kostech. (8)

Vznik a vývoj kostí

Vznik kostí se uskutečňuje dvojí cestou, v podkožním vazivu (desmogenní osifikace) nebo osifikací z chrupavčitého základu (chondrogenní osifikace). Chondrogenní osifikace může být dvojího typu, podle toho ve které části chrupavky probíhá. Může probíhat na povrchu jako osifikace perichondrální anebo uvnitř jako osifikace enchondrální. V obou případech jsou na začátku osifikačního procesu osteoblasty produkující zvápenaté prekursor kostní hmoty, které se dále mění v osteoid. V osteoidu se začínají tvořit fibrily jako součást mezibuněčné hmoty, ve které osteoblasty uvíznou a mění se v osteocyty. Osteoblasty vytvářejí základní struktury, kostní trámečky. Z monocytomakrofágové řady se vyvíjejí osteoklasty, které mají za úkol kost naopak odbourávat a tím se podílejí na přestavně kosti.

Desmogenní osifikace (intermembranózní) začíná přímo ve vazivu, kde dochází k novotvorbě kostních trámečků. Dochází k zmnožení buněk a vaskularizaci mesenchymu, což dává základ středu budoucí kosti. Trámečky se postupně zvětšují apozicí neboli růstem kosti do šířky. Takto vznikají ploché lebeční kosti, diafýzy dlouhých kostí a řada krátkých kostí, které se rozrůstají do šířky.

V případě **enchondrální osifikace (chondrogenní)** je vytvořen nejprve chrupavčitý model kosti, který odpovídá tvaru kosti. Jedná se o hyalinní chrupavku.

Krátké kosti mají osifikační jádro ve středu chrupavčitého modelu a osifikace se odtud šíří na periferii. Nakonec je vytvořena fibrilární kost, která je pokryta tenkou vrstvou chrupavčitých buněk. Poslední zbytky chrupavky mizí po vzniku okostice, která se diferencuje z okolního vaziva. Kompakta je vytvořena později z hlubokých vrstev okostice.

U dlouhých kostí se kombinují procesy uvnitř i na povrchu chrupavky. Nejprve probíhá osifikace perichondrální, vznikají ložiska kostní tkáně, která se postupně zvětšují, až vznikají úseky kosti. Na povrchu chrupavky se z vazivových buněk diferencují osteoblasty, které produkují základní mezibuněčnou hmotu. Buňky perichondria postupně aktivují osteoklasty, které zahájí tvorbu kanálů pro cévy. Ze stěny prorůstajících kapilár se uvolňují buňky, které se uvnitř chrupavky mění v osteoblasty vytvářející kostní hmotu – osteoid.

Takto vzniklý osifikační základ se nazývá osifikační jádro a nachází se uprostřed délky kosti. Z něj se šíří osifikace k oběma koncům kosti, ke kterým ale nedostoupí. Vzniká střední část dlouhých kostí, diafýza. Konce dlouhých kostí osifikují z vlastních osifikačních jader enchondrálně a nazývají se epifýzy. Na rozhraní epifýzy a diafýzy jsou během růstového období takzvané růstové (epifýzové) chrupavky, které zajišťují růst kosti do délky. (14)

Tvar kostí

Tvar kostí je dán osifikací a neustálou přestavbou kosti. Základní tvar vzniká již v době embryonální vlivem dědičnosti a vývojových dějů. Tento tvar je dále během celého růstového období remodelován. Především během postnatálního období mají rozhodující vliv mechanické momenty působící na kost. Tlak a tah vyvinutý na kost přímo či prostřednictvím svalů a šlach způsobuje přestavbu kosti podle trajektorie působící síly. Na remodelaci kosti se podílejí i okolní tkáně jako svaly, šlachy, nervy a cévy, které na kosti vytvářejí nejrůznější prohloubená nebo vyvýšená místa. (8)

Kloubní pouzdro

Vazivové kloubní pouzdro obklopuje styčné plochy artikulujících kostí a je u jednotlivých kloubů připojeno různě daleko od styčných ploch. Pouzdro je tvořené dvěma vrstvami, zevní vazivovou vrstvou *membrana fibrosa* a řídkým vazivem tvořenou *membrana synovialis*. Synoviální membrána je producentem synoviální tekutiny, která zvyšuje skluznost kloubních ploch a zajišťuje výživu chrupavky.

Synoviální membrána

Celý vnitřek kloubu, vyjma kloubních ploch, vystýlá synoviální membrána, která má hladký a lesklý povrch a může vybíhat v řasy (*plicae synoviales*) nebo klky (*villi synoviales*). Podle toho jestli membrána leží přímo na povrchu kloubního pouzdra nebo je od něj oddělena vazivem či tukem, rozlišujeme 3 typy synoviální membrány: 1. fibrosní, 2. areolární, 3. adiposní typ.

Synoviální pliky

Dle anatomického umístění rozeznáváme pliku suprapatelární, mediopatelární a infrapatelární. Ve většině případů jsou pliky asymptomatické. Pokud se některá z nich stane zdrojem obtíží, jedná se nejčastěji o mediopatelární pliku.

Suprapatelární plika je pozůstatkem embryonální septa, které oddělovalo suprapatelární recessus od kloubní dutiny. Infrapatelární plika je také zbytkem septa, které původně rozdělovalo kloubní dutinu na laterální a mediální část. Napíná se od area intercondylaris k infrapatelárnímu tukovému tělesu. V případě mediopatelární pliky se jedná o duplikaturu synoviální výstelky, která má začátek na mediální straně kolene a upíná se do infrapatelárního prostoru.

Ve většině případů jsou pliky asymptomatické. Pokud se některá z nich stane zdrojem obtíží, jedná se nejčastěji o mediopatelární pliku. Může se tak stát v důsledku poranění nebo chronického přetěžování, kdy dojde k zesílení pliky, která pak ztrácí elasticitu. (11)

Synoviální tekutina

Synoviální tekutina je podobně jako tkáňový mok dialyzátem krevní plazmy, který je navíc doplněn mucinem. Mucin je vysoce polymerovaná kyselina hyaluronová, která zajišťuje viskozitu a skluznost synoviální tekutiny. (8, 14)

Zvláštní struktury kloubu

V některých kloubech jsou mezi kloubními plochami přítomny ploténky vazivové chrupavky – disky a menisky. Rozdíl mezi nimi je v jejich tvaru, který je v případě disků terčíkovitý a v případě menisků se jedná o tvar srpovitý. Meniskus je na svém zevním okraji vyšší než na vnitřním, mezi kloubní plochy se oplošťuje. Význam těchto plotének je jednak v tlumení nárazů, kdy působí jako pružné vložky mezi kloubními plochami a jednak ve vyrovnávání nestejných zakřivení kloubních ploch. V některých kloubech slouží jako pohyblivá kloubní plocha k provádění složitějších pohybů. Disky se nacházejí například v kloubu čelistním nebo sternoklavikulárním a menisky v kloubu kolenním.

Ke zpevnění kloubů slouží kloubní vazy, které zesilují kloubní pouzdro a ovlivňují pohyby v kloubu. Mohou být přítomny uvnitř kloubního pouzdra anebo se přikládají k jeho povrchu. V některých případech jsou vazy umístěny i uvnitř kloubu. Jejich funkcí je zesilování kloubního pouzdra, vedení a zajištění pohybu v kloubu anebo omezování některých pohybů.

V řídkém vazivu v okolí kloubů se nacházejí různě velké dutiny, synoviální burzy. Stejně jako kloub jsou vystlány synoviální membránou a obsahují tekutinu velmi podobnou synoviální. Jsou umístěny především v místech velkého zatížení kloubů, kde dochází k velkému tření šlach a vazů proti kloubnímu pouzdru.(8)

Chrupavka kolenního kloubu

Chrupavka je pevná, tuhá, ale ne tvrdá pojivová tkáň. Skládá se z buněk (chondrocytů) a průsvitné mezibuněčné hmoty s obsahem fibrilární složky. Chondrocyty vyplňují zcela své pouzdra a zasahují výběžky do okolní mezibuněčné hmoty, ale po histologickém zpracování, se ztrátou vody, se svrašťují a mají hvězdicovitý tvar. Základní složkou mezibuněčné hmoty je tzv.chondromukoid, polymer mukoproteinu a chondroitinsulfátů. Fibrily osazené v mezibuněčné hmotě, jsou buď kolagenné nebo elastické.

Povrch chrupavky kryje vazivová vrstva, perichondrium, která plynule přechází do chrupavky. Svými cévami zajišťuje výživu chrupavky a je zdrojem nových chondroblastů, ze

kterých se déle vyvíjejí chondrocyty. V samotné chrupavce je velmi málo cév, většinou chybějí úplně. Výživa je proto zajišťována difuzí látek mezibuněčnou hmotou.

Pokud se v chrupavce nacházejí cévy, jde většinou o cévy zabrané do chrupavky během jejího růstu. Cévy mají totiž jen velmi omezenou schopnost chrupavkou prorůst. Děje se tak v místech degenerativních procesů a osifikace anebo v chrupavce implantované na atypické místo.

Vnitřní stavba chrupavky je velmi charakteristická. Do mezibuněčné hmoty přicházejí svazky fibril, obkružují skupiny buněk a tvoří tím stavební jednotky – chondrony. Chondrony mají funkci jako pružné polštářky mezi sítí fibril, čímž se zvyšuje pevnost chrupavky proti tlaku a tahu. Podle množství buněk, mezibuněčné hmoty, množství a druhu fibril rozlišujeme několik druhů chrupavky.

Chrupavka buněčná

Tento druh má velmi málo mezibuněčné hmoty, která tvoří pouze tenká septa mezi hustě nahromaděnými měchýřkovitými buňkami. Jde o embryonální chrupavku, ze které se později vyvíjejí ostatní druhy chrupavky.

Chrupavka hyalinní

Hyalinní chrupavka je tvořena kulovitými nebo ovoidními chondrocyty uloženými jednotlivě nebo ve skupinkách v mezibuněčné hmotě. Skupinky buněk vznikají postupným dělením buněk tak, že vzniklé buňky zůstávají pohromadě a vytvářejí tak isogenetické skupiny. Tyto skupiny tvoří charakteristické sloupce v místech intenzivního růstu chrupavky, při enchondrální osifikaci. Hyalinní chrupavka je na tenkých řezech poloprůhledná a v mikroskopu se jeví jako homogenní, protože mezibuněčná hmota tvoří až 95% objemu.

V embryonální a fetální době tvoří hyalinní chrupavka výraznou část skeletu. Později tvoří kloubní chrupavky, přední části žeber, processus xyphoideus hrudní kosti, nosní přepážku a chrupavky hrtanu, průdušnice a bronchů.

Chrupavka elastická

Os předchozího typu se elastická chrupavka liší vzhledem i stavbou. Má žlutobílou barvu a není tedy tolik průsvitná. Co se týče její stavby, je tvořena velkým množstvím elastických i kolagenních fibril a její buňky jsou rozloženy rovnoměrně, netvoří isogenetické

skupiny. Díky svojí stavbě je elastická chrupavka velmi pružná. Tvoří podklad ušního boltce, hrtanové příklopky a najdeme jí i ve stěně bronchů.

Chrupavka vazivová

Jedná se o velmi pevný typ chrupavky, která je bílá a v řezech neprůhledná. Obsahuje pouze malé ostrůvky chrupavkových buněk mezi velkým množstvím vazivových vláken uspořádaných do silných svazků. Jedná se o stavební materiál meziobratlových a nitrokloubních disků, menisků a tvoří velkou část spony stydké. Vyskytuje se i jako součást styčných ploch v kloubech, které jsou vystaveny velkým mechanickému zatížení, například sakroiliakální kloub. (8)

Kloubní chrupavka kolenního kloubu je tvořena chondrocyty a kolagenními vlákny umístěnými v proteoglykanové substanci. Podle orientace kolagenových vláken, můžeme rozlišit tři vrstvy. Povrchovou vrstvu tvoří hustě uspořádaná vlákna probíhající paralelně s povrchem. Tato vlákna svojí jemnou strukturou zajišťují hladký povrch chrupavky. Oproti tomu střední vrstva je tvořena hustou sítí již silnějších vláken, ve které jsou zabudovány chondrocyty a základní substance. Jedná se o pružnou vrstvu chrupavky, která je schopná absorbovat kinetickou energii. V nejhlubší vrstvě se nacházejí hustá vlákna, která upevňují chrupavku k povrchu kosti a snižují působení střižných sil. (7)

3.2 ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub je nejsložitější kloub lidského těla, na jehož stavbě se podílejí femur, tibia, patella, menisky, kloubní pouzdro, vazy a svaly. Nejedná se pouze o jedno skloubení, ale schází se tady kloub femorotibiální, který dělíme na laterální a mediální, a kloub femoropatelní.

Jako kloubní hlavice slouží condyli femoris. Stýkají se s facies articularis superior na kondylech tibie, které spolu s menisky fungují jako kloubní jamky. Dalšími styčnými plochami jsou facies articularis patellae a facies patellaris femoris, pomocí nichž je zajištěno spojení pately a femuru. Tibia míří při stožení svisle, zatímco femur je od vertikály odkloněný. Tvoří tak s osou tibie úhel známý jako fyziologický abdukční úhel v rozsahu 170-175°. V praxi je ale používán spíše Q úhel (viz. dále). (11)

Artikulující kosti

Femur

Stehenní kost je nejmohutnější a nejsilnější kostí v lidském těle, kterou můžeme rozdělit na 3 části – caput, collum a corpus femoris. Kloubní plocha na caput femoris slouží pro skloubení s os coxae. Distálně pokračuje v collum femoris, krček stehenní kosti, který svírá s tělem stehenní kosti tzv. kolodiafyzární úhel o průměrné hodnotě 125°. Corpus femoris, tělo stehenní kosti, vybíhá na proximálním konci ve dva hrbolky neboli trochantery. Oba trochantery jsou vepředu spojeny drsnou čarou, linea intertrochanterica, a vzadu hranou, crista intertrochanterica. Tato oblast je důležitým místem úponů a začátků svalů. Distální konec těla femuru se rozšiřuje ve dva hrboly, vnitřní a vnější kondyl, které jsou opět místem úponů a začátků svalů. Svůj začátek tady mají i postranní vazy kolenního kloubu. (8)

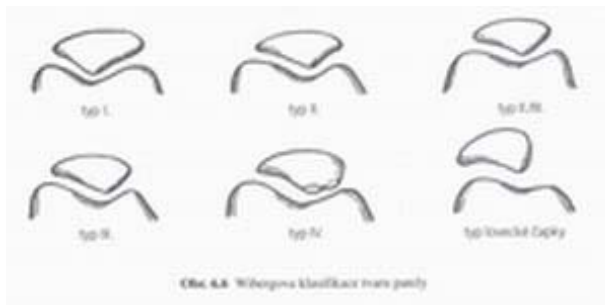
Oba kondyly mají jiný obvod, postavení a zakřivení. Laterální kondyl je téměř v sagitální rovině, kdežto mediální se k němu stáčí svojí ventrální částí. Kloubní plocha mediálního kondylu je užší delší a zavinutější oproti condylus lateralis. Svým předním okrajem se přibližuje k vnějšímu kondylu, který ční více dopředu. (8-Dungl) Mediálního kondyl vybíhá v epikondylus medialis, na kterém začíná vnitřní postranní vaz. Stejně tak laterální kondyl vybíhá v laterálním epikondyl, kde začíná zevní postranní vaz. (7)

Kloubní plocha pro skloubení s patelou je ve svém středu prohloubena ve vertikální žlábek, sulcus femoralis, který se kaudálně rozšiřuje a přechází v *linea intercondylaris*. Zevní kondyl femuru vyčnívá zhruba o 4 až 7mm ventrálně a opírá se o něj zevní faseta pately. Tak získává kloubní plocha pro patelu sedlovitý tvar.

Patella

Jedná se o největší sezamskou kost v těle, srdčitého nebo trojúhelníkovitého tvaru, která je zavzata do v úponové šlachy m. quadriceps femoris. (38) Tato šlacha se upíná na horní okraj pately, na bazi, a postupně přechází v ligamentum patellae. Zadní plocha česky artikuluje s kloubní plochou na přední straně femuru (facies patellaris femoris) a je rozdělená ve dvě fasety, kdy laterální faset je obvykle větší než mediální. (8) Kloubní plochy pately jsou pokryté velmi silnou chrupavkou (5-8mm), jedná se o nejsilnější chrupavku v těle. Tvarem a velikostí patelárních faset se zabýval Wiberg, který sestavil pětistupňovou škálu

hodnocení (obr.č.1). Wiberg zavedl také jako první pojem „odd facet“, což je označení pro malou chrupavčitou plošku oválného tvaru, která se nachází na vnitřním okraji mediální facety. (11) Povrchy patelárních facet mohou ovlivňovat nerovnosti a stabilitu pately ve femoropatelárním žlábků a být příčinou vzniku klinických příznaků. (38)



Obrázek 1: Wibergova klasifikace pately (Višňa, Hart, 2006)

Tibia

Tibia, kost holenní, tvoří spolu s kostí lýtkovou kostru bérce. Na jejím proximálním konci se pomocí vnitřního a vnějšího kondylu kloubí s kondyly femuru. (8) Kloubní plochy obou tibiálních kondylů jsou tvarově odlišné. Mediální má spíše oválný tvar a je delší oproti kruhové ploše laterální. Toto odpovídá i tvaru menisků. Mezi kondyly se nachází area intercondylaris a eminentia intercondylaris s dvěma výběžky. Do přední části interkondylární plochy se upíná část předního rohu vnitřního menisku a přední zkřížený vaz (lig. cruciatum anterior). Do zadní části interkondylární plochy se upíná roh zevního a vnitřního menisku a zadní zkřížený vaz (lig. cruciatum posterior). Kloubní plochy tibie jsou odkloněny od osy kosti o 10° dorzálně, do tzv. retroverze. (15)

Distální část vybíhá jako vnitřní kotník (malleolus medialis) a nachází se zde kloubní plocha pro spojení s kostí hlezenní. Kost holenní je kloubně spojena s kostí lýtkovou na svém proximálním i distálním konci a jejich těla jsou navíc spojena pomocí. Na přední straně tibie se nachází tuberositas tibiae, drsnatina, na kterou se upíná šlacha m. quadriceps femoris.

Fibula

Fibula neboli lýtková kost je štíhlá kost, uložená na laterální straně bérce. Na proximálním konci vybíhá v caput fibulae, pomocí které se kloubí s tibií. (15) Dále se lýtková kost mírně zužuje v tělo, které má tři hrany a je místem začátků mnoha svalů. Distálně vybíhá lýtková kost v zevní kotník (malleolus lateralis), který zasahuje distálněji než kotník vnitřní a kloubně se pojí s kostí hlezenní pomocí facies articularis malleoli lateralis. Za touto kloubní plochou je hluboký sulcus malleolaris, kterým probíhají šlachy lýtkových svalů. (8)

Stabilizátory kolenního kloubu

Ke správné funkci kolenního kloubu je nezbytná jeho stabilita. Stabilizátory dělíme na pasivní neboli statické a aktivní neboli dynamické. Dále podle umístění, mohou být stabilizátory vnější, kapsulární nebo vnitřní, intraartikulární. Mezi vnější stabilizátory řadíme postranní vazy, kloubní pouzdro, svaly a jejich úpony. K vnitřním stabilizátorům patří zkřížené vazy a menisky. (7)

Kapsulární stabilizátory kolenního kloubu

Tuto skupinu stabilizátorů můžeme rozdělit do tří skupin. Patří sem extenční aparát kloubu, mediální a laterální stabilizátory kloubu. Skupiny postranních stabilizátorů jsou od sebe odděleny patelárními retinákuly a vzadu společně utváří dorzální část kloubního pouzdra. (7)

Kloubní pouzdro

Základní součástí kapsulárních stabilizátorů je kloubní pouzdro. Na tibií a na patelu se dosahuje až k okraji kloubních ploch, zatímco na femuru asi o 1-1,5 cm dále od nich. Vyhybá se tak epikondylům, kde jsou začátky a úpony svalů. Na tibií se připíná k bázi středních částí menisků. Pouzdro se vyklenuje nad patelu záhybem (recessus suprapatellaris), nad kterým je tíhový váček (bursa suprapatellaris). Přední část kloubního pouzdra je velmi slabá, sílí začíná až v oblasti postranních vazů. Je zesíleno pomocí řady vazů. Zesilující aparát kolenního kloubu je tvořen vazy kloubního pouzdra a vazy nitrokloubními, které spojují femur s tibií. (8, 15)

Extenzní aparát kolenního kloubu tvoří m.quadriceps femoris, patella a patelární retinakula.

M.quadriceps femoris

Čtyřhlavý sval stehenní je velmi mohutný sval, který obaluje celý femur. Jak název napovídá, je tvořen čtyřmi hlavami. Dlouhá hlava - m.rectus femoris, je dvoukloubový sval, působící tak na kolenní i kyčelní kloub. Tři další hlavy - m.vastus lateralis, m.vastus medialis a m.vastus intermedius, začínají na femuru, takže svojí funkcí ovlivňují pouze kloub kolenní. *M.rectus femoris* je v rámci čtyřhlavého svalu stehenního poměrně samostatná jednotka. Začíná jednou šlachou (*caput rectum*) od spina iliaca anterior inferior a druhou šlachou (*caput reflectum*) od acetabula. Probíhá mezi m.vastus lateralis a medialis, kryje m.vastus intermedius a míří ke společnému úponu. *M.vastus lateralis* začíná od proximální části linea intertrochanterica a labium laterale lineae asperae a probíhá po zevní straně femuru. Upíná se silnou šlachou na laterální okraj baze pately a tvoří tak retinaculum longitudinale laterale. *M.vastus medialis* jde od distální části linea intertrochanterica a labium mediale lineae asperae a probíhá po vnitřní straně femuru. Je svojí stavbou výjimečný. Jeho kraniální vlákna probíhají téměř vertikálně, ale vlákna kaudální v úhlu 50-70° vzhledem k podélné ose femuru. Někdy tato vlákna bývají označována jako m.vastus medialis obliquus. Sval probíhá až těsně k patele a upíná se na její bazi a mediální okraj. *M.vastus intermedius* odstupuje od přední plochy femuru v jeho horní čtvrtině. (7, 8)

Uspořádání v m.quadriceps femoris je takové, že m.rectus je uprostřed, po jeho stranách probíhá m.vastus medialis a lateralis a m.vastus intermedius leží pod nimi. Všechny čtyři hlavy takto sestupují a asi 15 cm nad patelou přecházejí ve společnou šlachu. Tato šlacha se upěvňuje na bázi a boční strany pately, která je do šlachy zavzata, a přechází jako lig.patellae na holenní kost, kde se upíná na tuberositas tibiae. (8)

Hlavní funkcí svalu je extenze v kolenním kloubu. Dále je m.quadriceps femoris flexorem kyčelního kloubu a je velmi důležitý pro chůzi. Zatímco o flexi kyčle a extenzi kolene se stará především m.rectus femoris, m.vasti zabezpečují stabilizaci kolenního kloubu. (13)

Ligamentum patellae

Je tvořeno šlachami jednotlivých hlav m.quadriceps femoris a je jednotným úponem tohoto svalu. Povrchovou část tvoří vlákna ze šlachy m.rectus femoris jdoucí přes patelu. Od apexu pately pak začínají hluboká vlákna a ligamentum v těchto místech dosahuje největší šířky, 3cm. Délka tohoto vazy se pohybuje mezi 4 a 7 cm a tloušťka mezi 3 a 8 mm. Přední plochu vazy můžeme pozorovat i palповat na přední straně kolenního kloubu, protože je krytá pouze povrchovou fascií. Zadní strana ligamenta je od kloubní dutiny oddělena Hoffovým tělesem a těsně nad úponem na tuberositas tibiae, je pod vaz vsunuta bursa infrapatellaris profunda. (7)

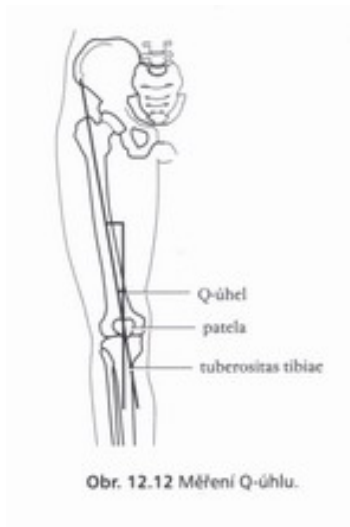
Patelární retinákula

Jedná se o systém zesilující přední plochu kloubního pouzdra kolenního kloubu a zabezpečující stabilitu pately. Jejich vlákna jsou uspořádána do třech vrstev.

Povrchová *retinacula arciformia superficialia* jsou pruhy jdoucí ze stehenní fascie na přední plochu pately, kde se kříží. Laterální retinaculum je ještě zesíleno vlákny z tibiálního traktu. Reider (1981) našel závislost síly laterálního retinakula a tvaru pately. S rostoucí šířkou retinakula se tvar pately více blíží Wibergovu typu III. (7) *Longitudinální retinákula* tvořící střední vrstvu jsou pokračováním úponů mediálního a laterálního vastu. Probíhají po stranách pately a upínají se podél lig.patellae na ventrální část tibiae. Laterální retinákulum je opět zesíleno vlákny iliotibiálního traktu. Mediální část je dobře ohraničená, až 3 cm široká a probíhá společně s mediálním postranním vazem. V nejhlubší vrstvě leží tzv. „křídélka český“, což jsou *transverzální (horizontální) retinákula*, která slouží ke stabilizaci pately v horizontální rovině a zabraňují její dislokaci. Začínají na laterálních okrajích pately a odtud probíhají dorzálně k epikondylům femuru. Mediální retinaculum srůstá s mediálním vastem a je proto silnější než laterální.

Extenzní aparát kolenního kloubu má velký význam především pro stabilitu pately, ale také pro biomechaniku femoropatelárního kloubu. Jde o vztah tří struktur, m.quadriceps femoris, pately a ligamentum patellae. Osy tahu m.quadriceps a lig.patellae mají každá jiný směr a svírají tak mezi sebou úhel. Tento úhel, známý jako „Q úhel“, je tupý a otevřený

laterálně. Vyšetřujeme ho vleže na zádech s extendovaným kolenem a neutrálním postavením bérce. Spojnice spina iliaca anterior superior a středu čéšky představuje osu tahu m.quadriceps femoris. Osu tahu ligamentum patellae získáme spojnici středu čéšky a tuberositas tibiae. Úhel, který tyto dvě přímky svírají, je Q úhel. (obr.č.2) U mužů by měl mít hodnotu 10° a u žen 15° , ale uváděné hodnoty se v literatuře liší, například Stalker (1987) uvádí u mužů hodnotu 14° a u žen 17° . Za patologické jsou každopádně považovány hodnoty větší než 20° .(7)



Obrázek 2: Měření Q-úhlu (Gross, Fetto, Rosen, 2005)

Mediální stabilizátory

Oblast, kterou označujeme jako mediální stabilizátory kolenního kloubu je ohraničena mediálním longitudinálním retinákulem pately a dosahuje až k úponu m.semimembranosus. Základní strukturou je kloubní pouzdro, zesílené mediálním postranním vazem, úponem pes anserinus, úponem m.semimembranosus, lig.popliteum obliquum a začátkem mediální hlavy m.gastrocnemius.

Ligamentum collaterale mediale

Tento vaz je tvořen vepředu dlouhými vlákny vertikálními a vzadu krátkými vlákny šikmými. Ta dávají vaz trojúhelníkovitý tvar. Jeho šikmá vlákna začínají na mediálním epikondylu femuru, zhruba 2-3 cm nad kloubní štěrbinou, a upínají se na tibia, 6-9 cm pod

kloubní štěrbinu. Zadní část vazů, šikmá vlákna, srůstá s kloubním pouzdrům a vnitřním meniskem. Vaz stabilizuje koleno při extenzi, kdy je zcela napnut. (15)

Pes anserinus

Pes anserinus je místo, kam se upínají šlachy m.sartorius, m.semitendinosus a m.gracilis. M.sartorius vytváří zhruba v úrovni mediálního epikondyly svojí šlachu, která se stáčí ventrálně k tuberositas tibiae, vějířovitě se rozbíhá a překrývá tak distálněji probíhající šlachy ostatních svalů. Šlachy všech zúčastněných svalů jsou vzájemně propletené vlákny, která z nich vyzařují. Dorzálně pak přecházejí ve fascii bérce. Všechny tři šlachy jsou před úponem srostlé a tvoří společnou šlachu, kterou se upínají mezi tuberositas tibiae a úpon ligamentum collaterale mediale.

M.semimembranosus

Tento sval je hlavním dynamickým stabilizátorem na mediální straně kloubu a jeho úpon patří k nejsložitějším v těle. Sval začíná plochou blanitou šlachou na tuber ischiadicum, přechází v šlachu, jejíž centrální část se upíná na mediální kondyl tibie. Tato centrální část se štěpí ve čtyři úpony: mediální, ventrální, distální a laterální. (7)

Z laterální části šlachy m.semimembranosus se tvoří **lig.popliteum obliquum**. Jedná se o silný vaz přirostlý částečně ke kloubnímu pouzdru, který směřuje kraniolaterálně. Zesiluje zadní stranu kloubního pouzdra a brání jeho uskřínutí.

Dále se na mediální stabilitě podílí ještě **caput mediale m.gastrocnemii**. M.gastrocnemius je dvouhlavý sval, který tvoří povrchovou část m. triceps surae. Obě hlavy (caput mediale a caput laterale) začínají nad kolenním kloubem, na horních okrajích kondylů femuru. Vytváří bříška patrná na reliéfu lýtky, kdy vnitřní bříško zasahuje distálněji. Obě hlavy distálně přechází v mohutnou šlachu – tento calcaneus (tendo Achillis), která se upíná na tuber calcanei. M.gastrocnemius je pomocným flexorem kolenního kloubu a svými dvěma hlavami ohraničuje dolní okraj fossa poplitea. (8, 15)

Laterální stabilizátory

Základem je kloubní pouzdro, které však na laterální straně není tak silné jako na straně mediální. Zesilují ho okolní struktury.

Tractus iliotibialis

Jedná se o složitě uspořádaný útvar, do kterého proximálně přechází fascie m.gluteus medius, z ventrální strany se připojuje m.tensor fasciae latae a dorzálně povrchové snopce m.gluteus maximus. Distálně se zužuje a na ventrální straně přechází ve fascia lata a dorzálně do laterálního intermuskulárního septa. Dále pokračuje až k laterálnímu okraji pately, kde se upíná a srůstá většinou s m.vastus lateralis. Podílí se také na zesílení laterálního patelárního retinakula.

Ligamentum collaterale laterale

Zevní postranní vaz je tvořen svazkem vláken, který začíná na laterálním epikondyly femuru a upíná se na hlavičku fibuly. Vazivem je ve svém průběhu oddělen od kloubního pouzdra. Vaz je zcela napjat při extenzi. (15)

M. biceps femoris

Dvouhlavý sval stehenní je dlouhý, štíhlý sval, jdoucí po zadní straně stehna. Jak již název napovídá, je tvořen dvěma hlavami, a to dlouhou a krátkou. Dlouhá hlava začíná, stejně jako m.semitendinosus a m.semimembranosus, na tuber ischiadicum. Dále sestupuje k laterálnímu okraji bérce a spojuje se s krátkou hlavou. Jak bylo uvedeno výše, jedná se o dvoukloubový sval, jehož hlavní funkcí je flexe a zevní rotace bérce. Působí také jako pomocný extenzor a adduktor kyčelního kloubu. Krátká hlava má začátek na labium laterale lineae asperae, a to v její střední třetině. Po tom, co se obě hlavy spojí, upíná se sval mohutnou šlachou na hlavičku fibuly. Společnou funkcí obou hlav m. biceps femoris je flexe bérce a jeho zevní rotace ve flexi. (8, 15)

Ligamentum popliteum arcuatum je méně významný vaz, umístěný laterálně na zadní části kloubního pouzdra. Začíná na hrotu fibuly a dělí se ve dvě raménka, která překrývají úpon m.popliteus . (13)

M.popliteus má tvar trojúhelníku a tvoří spodinu zákolenní jamky. Začíná na laterálním kondylu femuru a odtud jde po zadní straně kolene na zadní stranu tibie nad lineu musculi solei. Spolu s předchozími svaly flektuje a vnitřně rotuje bérce. Navíc je maximálně aktivován při napnutí zadního zkříženého vazy, a tak tento vaz chrání.

Dále se na laterální kloubní stabilitě podílí ještě laterální hlava **m.gastrocnemius**.

Intraartikulární stabilizátory

Menisky

Kondyly femuru mají větší zakřivení, neodpovídající tvaru plošek na tibii. Mezi styčné plochy jsou proto vsunuty menisky vyrovnávající tyto nerovnosti a podporující funkci a stabilitu kloubu. Jsou to lamely, na obvodu tvořeny hustým vazivem, které přechází ve vazivovou chrupavku. Mají klínovitý tvar a lze je rozdělit na střední část a přední a zadní roh. Jsou nezbytné pro normální funkci kolene. Vyrovnávají nerovnosti kloubních ploch, fungují jako tlumiče nárazů a podílí se na stabilitě kloubu. (8)

Menisky jsou tvořeny vazivovou chrupavkou. Její kolagenní vlákna probíhají uvnitř menisků ve dvou směrech: po obvodu, obloukovitě (excentricky) a radiálně. Obloukovitá vlákna jsou při tlakovém zatížení tažena vlákny radiálními zpět, jsou jimi ukotvena. Menisky absorbují ve stoji asi 50% tlaku působící na kloub. Při flexi tato hodnota stoupá na 90%. Tomu, jak zánětlivé zátěže jsou menisky vystaveny, odpovídá i chemická stavba jejich chrupavek. V předních cípech menisků, kde je zatížení největší, je vysoká koncentrace proteoglykanů schopných tvořit příčné vazby. Tyto proteoglykany mají schopnost zpevňovat strukturu, ve kterých se nacházejí. Přestože je uváděno, že chrupavky typu menisků jsou avaskulární, podle nových poznatků je 10-30% procent širě jejich zevního obvodu je cévami dobře zásobena. (15)

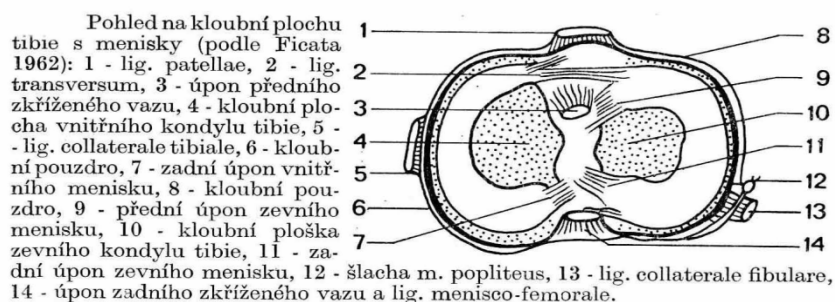
Laterální (vnější) meniskus

Vnější meniskus je téměř kruhového tvaru. Předním cípem se upíná do blízkosti předního zkříženého vazy. Zadní cíp menisku se upíná do zadní area intercondylaris a téměř

se dotýká úponu předního cípu. Laterální meniskus je totiž upevněn prakticky v jediném místě a je proto velmi pohyblivý. Prostřednictvím kloubního pouzdra je svým zadním okrajem spojen s m. popliteus, který ho svými stahy částečně ovládá. (8)

Mediální (vnitřní) meniskus

Vnitřní meniskus má poloměsíčitý tvar a je větší než laterální meniskus. Ve střední části je pevně srostlý s kloubním pouzdem a s částí vnitřního kolaterálního vazy. Dále je přirostlý svými cípy (předním a zadním) do přední a zadní interkondylární oblasti. Díky této tříbodové fixaci je méně pohyblivý. Pomocí kloubního pouzdra je vnitřní meniskus spojen i s přední částí úponové šlachy m. semimembranosus. Tento sval ho tak může svými stahy ovlivňovat. Vzhledem ke své menší pohyblivosti bývá častěji postižen (95% případů poškození menisků). (13, 15)



Obrázek 3: Pohled na kloubní plochu tibiae s menisky (Drugová, Kolář 1974)

Nitrokloubní vazy

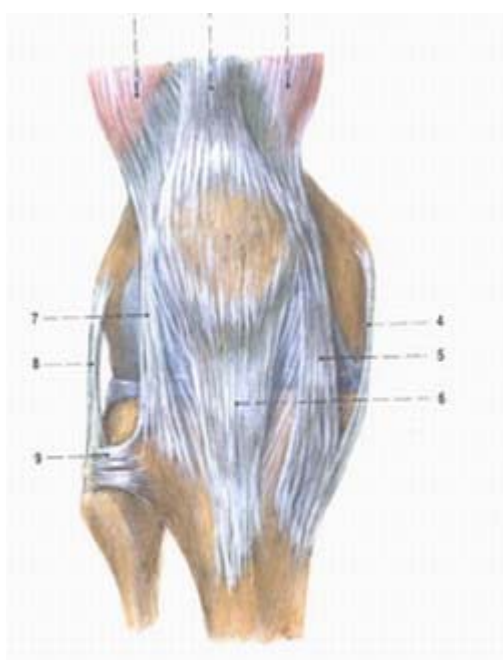
Ligamentum cruciatum anterius

Začíná na vnitřní ploše zevního kondylu femuru a upíná se do area intercondylaris anterior. Jeho úkolem je zamezit pohybu holenní kosti směrem vpřed a zabezpečit vnitřní rotaci bérce. (13) Přední zkřížený vaz brání posunu tibiae dopředu a zajišťuje vnitřní rotaci bérce. Nejvíce zatížen je při vnitřní rotaci bérce, obzvláště je-li koleno v hyperextenzi. (15)

Ligamentum cruciatum posterius

Zadní zkřížený vaz začíná od zevní plochy vnitřního kondylu a upíná se do area intercondylaris posterior. Tento vaz brání posunu bérce nazad a omezuje zevní rotaci. Oba zkřížené vazy jsou zhruba stejně dlouhé, ale zadní zkřížený vaz je asi o třetinu silnější než přední.

Oba zkřížené vazy jsou nepostradatelné z hlediska omezování posunů bérce dopředu a dozadu. Avšak jejich hlavní úloha spočívá v redukci torzních pohybů kolenního kloubu. Patří sem ještě **Ligamentum transversum genus**, které je zabudováno v kloubním pouzdru a propojuje vpředu napříč menisky.



Obrázek 4: Zesilující aparát na přední straně kolenního kloubu (Čihák, 2001)

Cévní zásobení kolenního kloubu

Cévní zásobení je zajištěno bohatou sítí, *rete articulare*, do které přichází krev z a. femoralis a z a. poplitea. Z a. femoralis přichází větve a. descendens genus a r. descendens arteriae cirkumflexae femoris lateralis, které zásobují přední stranu kolenního kloubu. Přední stranu zásobují také větve z a. poplitea, a. superior medialis genus, a. superior lateralis genus. Další větve z a. poplitea vyživují zadní a boční strany kolenního kloubu, a. media genus, a. inferior medialis genus a a. inferior lateralis genus.

Kromě *rete articulare* se na cévním zásobení kolene podílí ještě *rete patellare*, která vydává cévy do okolí pately a do vlastní kostní tkáně. (8)

Žíly kolenního kloubu tvoří periartikulární pletěň z níž vychází žíly, které pokračují dále podél kolenních tepen.

Nervové zásobení kolenního kloubu

Nervové zásobení kolenního kloubu je zajištěno nervy vycházejícími z velkých kmenů, které jdou podél kloubu. Z n. femoralis vychází n. saphenus, který dále vysílá r. infrapatellaris inervující přední stranu kloubního pouzdra. Mediální dvě třetiny zadní strany kloubního pouzdra zásobují vlákna z n. tibialis. Na zadní stranu kloubu mohou dosahovat i vlákna z n. obturatorius. Nervová vlákna dosahují i do menisků a zkřížených vazů. (8) Hluboké fibrosní substance ligament a menisků jsou aneurální, zatímco přítomnost mechanoreceptorů v kloubním pouzdru je dokázána. (38)

3.3 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub slouží k přizpůsobení délky končetiny během chůze v závislosti na terénu. Svalová funkce je zde poměrně jednoduchá oproti složitosti samotného kloubního spojení kolenního kloubu. Rozlišujeme dvě zcela jasné skupiny flexorů a extenzorů, ke kterým patří ještě *m.popliteus* se svojí rotační složkou. Kolenní kloub však může být ovlivněn prostřednictvím velkých fascií i vzdálenějšími velkými smyčkami a řetězci.

Funkce svalů v oblasti kolenního kloubu

M.quadriceps femoris

Jednotlivé hlavy *m.quadriceps femoris* mají rozdílné funkce. Dvoukloubový *m.rectus femoris*, který spojuje tibií s pánví, má za úkol flektovat kyčelní kloub a extendovat kloub kolenní. *Mm.vasti* spojující tibií s femurem ventrálně, jsou extenzory kolenního kloubu a *m.vastus lateralis* má ještě rotační složku.

M.quadriceps femoris je schopný jako celek vyvinout moment síly přes 40kg, což je zhruba dvojnásobek oproti flexorové skupině svalů. Z toho připadá na *m.rectus femoris* asi jen 1/5 síly. Účinnost tohoto svalu je, vzhledem k jeho průběhu, závislá na postavení kyčle. Při extenzi v kyčelním kloubu je schopen vyvinout větší sílu než při kyčli flektované. *Mm.vasti* jsou důležitými stabilizátory kolenního kloubu. Nejvyšší tendenci k poruchám má *m.vastus medialis*, který často atrofuje například při bolestech kolenního kloubu.

Čtyřhlavý sval stehenní jako celek je velmi důležitý při chůzi, kdy se stará o současnou flexi v kyčli a extenzi v koleni. *Mm.vasti* opět plní funkci stabilizační, při přenášení váhy během chůze. Pokud nejsou *mm.vasti* plně funkční, musí jejich stabilizační funkci plnit funkční kolenní zámeček. Tím se ale kolenní kloub dostává do rekurvace a vzniká *genum recurvatum*. (43)

Iliotibiální trakt je formován z fascií *m.tensor fasciae latae*, *m.gluteus medius* a *m.maximus* a distálně se pojí s *m.vastus lateralis*. Zabezpečuje anterolaterální pohyb kloubu a

podílí se na ochraně před posteriorním posunem femuru při fixované tibií a extendovaném kolenním kloubu. V patelofemorálním kloubu má iliotibiální trakt jak roli dynamickou, tak pasivní. Dává vzniknout většině laterálního patelárního retinakula a podílí se tak na stabilitě pately. (43, 25)

Skupina flexorů

Tuto skupinu tvoří takzvané hamstringy – m. biceps femoris, m.semitendinosus a m.semimembranosus, které spojují tuber ischiadicum a femur s kostmi bérce. Jedná se o dvoukloubové svaly, jejichž funkce je závislá na postavení pánve. Jejich účinnost stoupá, oproti extenzorové skupině, s flexí pánve a celkový moment síly je 15 kg. Za normálních okolností nelze udržet plně extendované koleno při maximální flexi pánve. Flexory mají značnou tendenci k retrakci.

Skupina rotátorů

Mezi laterální rotátory řadíme m.biceps femoris a m.tensor fasciae latae a mezi mediální m.sartorius, semisvaly a m.gracilis. Jediným samostatným rotátorem je pak m.popliteus, který provádí rotaci mediální a funguje při odemykání kolenního zámku. Rozsah rotace v kolenním kloubu závisí na stupni flexe. Maximální rozsah je dosažen při flexi asi 80°, kdy rotace dosahuje až 60°. Extenze kolenního kloubu je v počáteční fázi pohybu automaticky v kombinaci s laterální rotací a naopak v počáteční fázi flexe se projeví mediální rotace.

Kolenní kloub je funkčně velmi spojen s kloubem kyčelním. Jeho právná funkce je důležitá jak k zajištění lokomočního pohybu, tak i ke stabilitě ve stoji. Právě tady, k udržení stability dolní končetiny ve stoji, se uplatňuje m.quadriceps femoris. Ten může být při insuficienci nahrazen kolenním zámkem. Při nezatíženém stoji není stabilizační funkce m.quadriceps zapotřebí, projevuje se až při posturální nejistotě nebo přípravě na změnu polohy. (43)

Pohyby v kolenním kloubu

Kolenní kloub je velmi složitý a komplikovaný a to díky funkci, kterou musí plnit. Musí být umožněna stabilita kloubu při jeho současné mobilitě. V kolenním kloubu se uskutečňují pohyby ve dvou rovinách. Základními pohyby kolenního kloubu jsou v sagitální

rovině, flexe a extenze a v rovině transversální, laterální a mediální rotace kolem vertikální osy. (35)

Průběh flexe dělíme na 3 fáze, odemknutí kolene, valivý pohyb a posuvný pohyb. V 5° flexe se uplatňuje vnitřně rotační pohyb tibie (20), dochází k tzv. odemknutí kolene, uvolnění jeho postranních vazů a předního zkříženého vazů. Následuje valivý pohyb femuru po tibiálních kloubních plochách a meniscích. Na závěr pohybu se menisky posunují po tibií nazad. Osa tohoto pohybu prochází hlavicí femuru a laterálním kondylem, proto laterální kondyl rotuje a mediální se pouze posouvá. Osa pohybu není, jako například u loketního kloubu, fixována, ale posouvá se anteriorně během extenze a posteriorně během flexe. Během pohybu z extenze do flexe se anatomická osa flexe posune o 2 cm, mechanická osa zůstává fixována. Svaly, které se nacházejí anteriorně k ose flexe, působí jako extenzory. Svaly umístěné posteriorně k ose jsou flexory. (35)

Pokud je pohyb prováděn při volné noze, rotuje spolu s bércelem i noha, špičkou dovnitř. V případě, že je noha fixovaná k podložce, dochází k vnější rotaci femuru. (43) Rozsah pohybu do flexe je možný do 120°, při pasivním pohybu až do 140°, (42) podle stavu m.quadriceps femoris a objemu stehna a lýtka. Průběh flexe se u kolenního kloubu liší například od kloubu loketního v tom, že osa pohybu není fixována, ale posouvá se anteriorně během extenze a posteriorně během flexe.

Při extenzi probíhá celý proces v opačném pořadí, tibie rotuje zevně (20) a koleno se na závěr opět uzamyká. Jde o pohyb z flexe do nulového postavení. Pokud pohyb pokračuje dále, je označován jako hyperextenze, která může dosáhnout až 10°, maximálně 15°. (43)

Kloubní pouzdro kolenního kloubu nemá takovou schopnost zpevňovat kloub jako například pouzdro kloubu kyčelního, proto se tu uplatňuje funkce ligamentózního aparátu. Oba pohyby, flexe i extenze jsou v jejich průběhu zabezpečovány pomocí vazů, které brání nežádoucím pohybům. Podélné vazy omezují pohyb do extenze a vazy zkřížené zabezpečují flexi, extenzi a vnitřní rotaci.

Popsané rotace během flexe a extenze se nazývají rotace sdružené. Rotační pohyby v kolenním kloubu se dějí kolem dlouhé osy. Svaly upínající se mediálně k dlouhé ose otáčení rotují vnitřně, svaly upínající se laterálně jsou zevní rotátory. (35) Samostatné rotace jsou v kolenním kloubu možné pouze za současné flexe. Vele uvádí rozsah vnitřní rotace do 40° a zevní rotace 15-30°. (43)

Důležitým stabilizačním mechanismem pro kolenní kloub je kolenní zámeček v lehké hyperextenzi. Je dán jednak strukturální stavbou kloubu, ale podporují ho svojí aktivitou také flexory kolena. Přestože flexory a extenzory kolenního kloubu jsou antagonisté, mají zde zároveň synergistický vztah a vzájemně se podporují. Například při vzpřimování ze sedu se kromě m.quadriceps femoris zapojí i flexory kolene, které ale funkčně působí přesně proti extenzorům. V tomto případě spolu ale obě skupiny spolupracují, podporují se a dochází ke vzpřímení. Tento jev bývá popisován jako Lombardův paradox. Vzájemné protisměrné působení obou svalů, které by se mělo odečítat, se tak mění ve stabilizační funkci. Při selhání kokontrakce agonistů a antagonistů se koleno stává nestabilním. (21, 43)

Základní funkce kolenních vazů

Vazy kolenního kloubu jsou důležité pro ochranu kloubu zvláště proto, že tu neexistují kostěnné ochranné struktury. Mediální postranní vaz chrání kolenní kloub při valgózních pohybech a částečně při pohybech rotačních. Laterální postranní vaz brání varózním pohybům, a je napjatý také při plné extenzi kolenního kloubu. Při plné extenzi se k oběma postranním vazům přidává i posteromediální a posterolaterální část kloubního pouzdra a zajišťují tak větší stabilitu kolenního kloubu. Při flexi kolene jsou postarnní vazy relaxovány a tibie tak může rotovat kolem podélné osy. Protože kolenní kloub je většinu času právě ve flexi (během denních činností), kdy jsou vazy relaxovány, musí se o ochranu před rotačním pohybem postarat svaly. (35)

Přední zkřížený vaz (LCA) je primárním stabilizátorem anteriorního pohybu tibie vůči femuru, v druhé řadě omezuje posteriorní posun tibie vůči femuru. Různé části LCA se napínají při různých pohybech. Přední část vazy je napjatá při extenzi, střední část ve vnitřní rotaci a posteriorní část ve flexi.

Vazy jsou často popisovány jako pasivní stabilizátory kloubů. Kromě jejich mechanických vlastností, mají vazy další dvě důležité funkce. Některými autory je popisována ochranná funkce vazů, a to pomocí ligamentomuskulárních ochranných reflexů. A v neposlední řadě se jedná o dlouho opomíjenou funkci senzoričnou. Aference z těchto míst dává kůře mozkové velmi cenné informace o pohybu a poloze a napomáhá jejich vnímání. Vazy kolenního kloubu tak působí jako senzory, které se podílejí na regulaci přednastavování tonu svalů kolem kolene a tím udržovat stabilitu kolene. (54)

Femoropatelární skloubení

Funkce pately

Hlavní funkcí pately je centralizace, usměrňování a rovnoměrné rozložení sil jednotlivých hlav m.quadriceps. Díky tomu, že je vložena mezi úponovou šlachou tohoto svalu a střed otáčení kolenního kloubu, zvyšuje také efektivitu jeho práce. (38) Je velmi důležitým prvkem extenzorového aparátu kolene, kladkou, díky které dochází ke změně tahu m.quadriceps femoris. Sval je tak schopný vyvinout mnohem větší sílu. Čím větší je úhel flexe kolene, tím větší síla tlačí česku proti femuru. Proto může dojít například při hlubokých podřepch nebo abnormálnímu zatížení v kleku, k jejímu poškození. Její poslední funkce je protektivní, kdy působí jako kostní kryt. (13)

Pohyb ve femoropatelárním skloubení

Podstatný pohyb pately je proximodistální, v závislosti na stupni flexe. V plné extenzi se nachází proximálně a na kloubní plochy je v této poloze vyvíjen minimální tlak. S rostoucí flexí se patela pohybuje směrem distálním. (20, 40) Během tohoto pohybu klouže ve femoropatelárním žlábků a její dráha má tvar do strany otevřeného písmena C. Při extenzi v kolenu, vyvolené aktivitou m.quadriceps femoris, dochází k posunu pately proximálně a laterálně.

Kloubní plochy pately a femuru se dostávají do kontaktu nejprve laterálně a to zhruba mezi 10° a 20° flexe. Mediální faceta se dostává do kontaktu zhruba mezi 30° a 40° stupni. (53) Naproti tomu Strother uvádí, že tlak působící na patelu je zhruba ve 20° flexi kolenního kloubu rozprostřen na distální části laterální i mediální facety. Kontaktní plochy se zvětšují s rostoucí flexí a v 90° flexe je kontakt především na laterální facetě a odd facet. (38) Při flexi přesahující 120° je jediným místem dotyku mezi patelou a femurem „odd facet“.

Na tom, aby byla patela udržena ve správné poloze v patelofemorálním žlábků, se podílejí patelární stabilizátory. Hlavní funkci plní patelární retinakula a tvar kloubních ploch femoropatelárního kloubu. Protože v prvních stupních flexe se artikulující plochy pately a

femuru nedotýkají, neplní stabilizační funkci. Stabilita je tak v této fázi zajištěna pomocí měkkých tkání, především svalů.

Svalové napětí je zajištěno pomocí m.quadriceps femoris, který vyvíjí tah ve dvou různých směrech. Distálně a mediálně uložený vastus medialis stabilizuje patelu mediálně, koriguje její laterální posun a vrací jí zpět do centralizované polohy. (13) Je důležitým stabilizátorem pately především v plné extenzi a zabraňuje její laterální dislokaci. (38) Například Zappala (1992) uvádí, že se na mediální stabilizaci pately podílí i adduktor magnus, který sice není v přímém kontaktu s patelou, ale jeho vlákna zasahují do patelárního retinákula. Press a Young (1998) považují šlachu m.adduktor magnus jako úpon m.vastus medialis obliquus a považují toto místo za kritickou část mediálního stabilizačního komplexu. (20) Laterální stabilitu pately zajišťuje tah m.vastus lateralis společně s iliotibiálním traktem. K udržení pately v její správné dráze a zajištění pohybu kolenního kloubu pomáhají navíc mediální a laterální patelofemorální ligamenta. Patela tak leží v centru působení dynamických a statických sil (40) a harmonie mezi jednotlivými částmi m.quadriceps femoris je důležitá pro její optimální polohu.

3.4 BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU

Každý kloub je rovnovážným systémem, kde tvar odpovídá funkci. Pokud dojde k porušení rovnováhy v tomto systému, může to mít za následek vznik atrotických změn s následnou destrukcí kloubních částí. Kinematická charakteristika kloubu je dána především tvarem kloubních ploch, tvarem epifýz a chrupavky. Těmito kritérii je určován stupeň volnosti kloubu a převodové poměry v něm. Optimální funkce kloubu není dána pouze tvarem jeho styčných ploch, ale je podmíněna také funkcí svalů, vazů a vlastnostmi synoviální tekutiny. (7)

Ne všechny klouby v těle jsou zatíženy při pohybu stejně. Obecně můžeme říci, že na klouby horní končetiny působí spíše síla tahová a na klouby dolní končetiny tlaková síla. V případě dolních končetin tedy dochází tlakovou silou k přitlačování kloubních ploch k sobě. Při pohybu tak jsou kloubní plochy neustále pod tlakem a ve vzájemném těsném kontaktu. Pohyb je tedy vykonáván za těsného kontaktu styčných ploch a pod tlakem. Je tedy zřejmé, že klouby dolních končetin jsou více namáhány než klouby na horních končetinách a proto tu také dochází častěji k vzniku degenerativních změn. Při statické zátěži jsou tlakové síly působící na klouby dolní končetiny větší než je hmotnost těla. (32)

Dynamická zátěž je velice náročná pro pohybový systém, zejména pro klouby a jejich kloubní plochy. Vzhledem k dlouhodobému, stereotypnímu působení zátěže, často dochází k porušení kloubů, destrukci kloubních chrupavek. Proto jsou klouby na dolní končetině, díky elasticitě chrupavčitého povrchu styčných ploch, uzpůsobeny k absorpci větší zátěže. Kontaktní plocha kloubních ploch se při zatížení zvětšuje o hodnotu úměrnou tloušťce kloubní chrupavky, její elasticitě a působící tlakové síle. U kolenního kloubu je toto zvětšení při zátěži až o 50% a velikost kloubní plochy klesá rovnoměrně s rostoucí flexí kolene.

Na klouby dolních končetin působí značné síly a napětí koncentrované na malou plochu. Velký význam pro správnou funkci kloubu má synoviální tekutina vylučovaná kloubním poudrem. Jejím úkolem je vyživovat chrupavčité tkáně v koleni a díky svým viskózně elastickým vlastnostem je schopna absorbovat i část tlakového napětí.

Kost, kostní tkáň

Kost tvoří bílá, tvrdá pojivová tkáň, jejichž hlavní funkce je podpůrná a ochranná. Stejně jako všechny druhy pojiva se kost sestává s buněk a mezibuněčné hmoty, která v tomto případě obsahuje kromě ústrojné hmoty i hmotu neústrojnou (minerální). Ta dodává kosti tvrdost a pevnost, ale zůstává zachována pružnost. Experimentálně bylo zjištěno, že humerus je ve směru své dlouhé osy schopen unést asi 600 kg, femur 760 kg, lebeční kosti 650 kg, bederní obratel snese v ose páteře zatížení 620 kg a tibie až 1350 kg. Ještě vyšší hodnoty byly naměřeny pro namáhání kostí v tahu v jejich podélné ose. Nižší pevnost kosti je v lomu a to zhruba o polovinu. V případě humeru je to 240-300 kg. Nejmenší pevnost kosti je při torzním pohybu (zkrutu). Klíční kost praská při torzním zatížení 8 kg a fibula při 6 kg. V živém organismu podléhá kost působení klidového napětí svalstva a tahu svalů pracujících. (8)

Kost je základním stavebním prvkem pohybového aparátu člověka, jeho opornou částí. Kostí mohou být různých tvarů a velikostí, dělíme je na dlouhé, krátké a ploché. Základní strukturu pohybového aparátu tvoří dlouhé kosti, které jsou ovládnuty svaly a tak pracují jak systém pák. Stejně u páky, rozeznáváme na kosti osu otáčení, působí síly a působí břemene. Osa otáčení kosti prochází osou kloubu, na jehož stavbě se kost podílí a jako působí síly označujeme místo úponu pracujícího svalu. Osa vzdálenějšího kloubu, který je taky v pohybu, těžiště segmentu nebo střed dotekové plochy segmentu, značíme jako působí břemene.

Kosti jsou spojeny pohyblivými spoji – klouby. Pohybové možnosti kloubů udávají tvary jejich kloubních ploch a umožňují tak pohyby kolem jedné, dvou nebo tří os. (28)

Šlachy a vazy

Šlachy slouží k upnutí svalů na kost a dále pak přechází ve vazivovou část svalů. 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.

Vazy slouží k tvorbě zesilující části kloubních pouzder.

Reologie těchto struktur je závislá na poměru jejich základních stavebních komponent, elastinu a kolagenu. Dalšími vlivy jsou věk, jejich umístění v těle, charakteristika a průběh

zátěže. Vazy i šlachy jsou uzpůsobeny na přenášení zatížení v tahu a podle způsobu aplikace zatížení se u nich projevuje jak tečení, tak zpevnění.

Zatížení kolenních vazů

K měření síly vazů a jejich zatížení při pohybu využil Mommersteeg a spol. (1997) kadaverozní kloub (muž, 71 let). Výsledky studie ukázaly, že tlaková síla snižuje zatížení předního zkříženého vazů. Při flexi 90° je tak vaz zatížen mnohem méně než při plné extenzi. Minimální zatížení předního zkříženého vazů je při 60° flexi, v případě zadního zkříženého vazů je to 30° flexe. Naopak nejvíce je přední zkřížený vaz zatížen od plné extenze do flexe 80° a zadní zkřížený vaz v rozmezí mezi $70-90^\circ$ flexe. (42)

Kosterní sval

Svaly jsou zdrojem lidské síly, která je výsledkem stahu svalu. Aby byla zajištěna správná funkce svalu, musí se upínat na dvě různé kosti, obvykle sousední. Existují ale samozřejmě i výjimky, kdy sval některou kost překlenuje nebo má více hlav a ty se upínají na stejnou kost, ale na různá místa. Všechny kosterní svaly jsou předejaty a mají jisté klidové napětí, které není konstantní a podléhá řadě vlivů.

Na mechanické vlastnosti svalů má vliv geometrická struktura svalu a její vlastnosti. Velmi podstatný vliv na velikost výstupní cíly má průběh svalových vláken. Zpeřený sval může mít při stejné délce a šířce větší počet vláken než sval s paralelními vlákny. Tím se zvětší průřez svalu a s ním i maximální absolutní síla. S nárůstem fyziologického průřezu svalu a maximální absolutní síly, ale naopak klesá maximální rozsah pohybu svalového úponu.

V případě svalové síly se jedná o vektorovou veličinu, která způsobuje na páce otáčivý pohyb. Vzniklý moment síly závisí jak na svalové síle, tak i na velikosti úhlu mezi osou pracujícího svalu a osou pohybující se kosti. V případě flexorů a extenzorů je osa úponu na pracující kost osou pracujícího svalu. Plné využití síly svalu je však pouze v okamžiku, kdy je směr vektoru svalové síly rovnoběžný se směrem pohybu. V ostatních polohách dochází k rozkladu svalové síly na složku pohybovou a stabilizační. Pohybová zajišťuje pohyb kosti a stabilizační složka kost zpevňuje nebo vytahuje z kloubu, působí v ose kosti.

Pohyb kostí není zajišťován pouze jednotlivými svaly, ale i jejich skupinami. Sval nebo skupina svalů na jedné straně pracuje vždy proti svalu nebo svalové skupině na straně druhé, která pohyb reguluje. Počet svalů, které se zapojují do pohybu, závisí na jeho složitosti a přesnosti. Čím složitější a přesnější pohyb je potřeba, tím více svalů se zapojí. (32)

Chrupavka

Známe různé druhy chrupavky, a to chrupavku hyalinní (klouby, prudušnice, žebra), elastickou (ušní boltce, Eustachova trubice) a vazivovou (meziobratlové disky). Vlastnosti chrupavky jsou dány uspořádáním kolagenových vláken a množstvím tekutiny v mezibuněčné hmotě. Vláknina kolagenu a elastinu tvoří porovitou hmotu prostoupenou tekutinou, která tvoří asi 80% hmotnosti. Chrupavka je tkáň, pro kterou je fyziologická tlaková zátěž.

Jejími funkcemi je především tlumení zatížení při nárazech, přenášení tlakového zatížení, ale také snižování tření mezi styčnými plochami kostí v kloubním spojení. Při pohybech v kloubu dochází většinou k valivým pohybům v kombinaci se skluzem, který zatěžuje stále stejnou oblast kloubní plochy. Velikost třecí síly závisí na síle přitlačné a na koeficientu tření, který chrupavka společně se synoviální tekutinou výrazně snižuje.

Během tlakového zatížení dochází k vytékání tekutiny z porovité hmoty chrupavky a ta tak mění svůj objem. Nejprve se uplatní viskózní vlastnosti a poté je teprve zatížena vlastní vláknitá hmota. Při působení rychlé zátěže dochází díky značným viskoelastickým vlastnostem ke zpevnění a zvýšení tuhosti chrupavky. (8, 52)

Dotyk kloubní hlavice a jamky

Dotyk artikulujících kloubních ploch je zajištěn kloubními vazy, vazy v okolí kloubu a klidovým napětím okolních svalů. Dalším významným činitelem je atmosférický tlak. Podtlak mezi kloubními plochami zajišťuje jejich těsný kontakt. Kloubní plochy od sebe lze oddělit narušením podtlaku, např. průnikem plynu mezi styčné plochy. To můžeme vyvolat například „zatažením za prst“, kdy od sebe oddálíme artikulující kosti v metakarpofalangovém kloubu a může se ozvat lupnutí.

Segment

Segment neboli pohybový článek je základní jednotkou lidského těla z hlediska funkce pohybového systému. Tvoří ho dlouhá kost, kloub, který jí spojuje se sousední kostí blíže k trupu a svaly zajišťující pohyb této kosti.

Svaly, které zajišťují pohyb segmentu, jsou nazývány agonisty a svaly, které působí na opačné straně proti pohybu, nazýváme antagonisty. Kvalita pohybu, jeho přesnost závisí na dokonalé souhře právě těchto dvou svalových skupin. (28)

Kolenní kloub

Kontakt kloubních ploch na tibií a femuru je v podstatě v horizontální rovině. Tibie míří při stožení svisle, zatímco femur je lehce odkloněn od vertikální osy a svírá tak s tibií úhel 170-175°. Tento úhel se nazývá fyziologický abdukční úhel a je u mužů větší než u žen.

Kondyly na femuru jsou v předozadním směru zaoblené, ale v bočním pohledu se směrem dorzálně jejich zakřivení stupňuje. Laterální kondyl je v sagitálním postavení a vyčnívá dále dopředu. Mediální kondyl se k němu zezadu přibližuje.

Kondyly tibiie jsou téměř ploché a laterální styčná plocha je širší než mediální. Kloubní plochy tibiie a femuru si neodpovídají, tudíž jsou mezi ně vloženy menisky, které nerovnosti vyrovnají a působí jako styčné plochy pro femur. Při pohybu v kolenním kloubu se menisky pohybují po tibií směrem dozadu a zpět a mění i tvar. Pro svoji volnost je schopen laterální meniskus větších rozsahů pohybu.

Základním postavením kolenního kloubu je extenze, natažení, kdy jsou napjaty kolaterální vazy a struktury na dorzální části kolenního kloubu. Všechny kloubní plochy, femur, tibiie i jejich menisky, na sebe plně naléhají – koleno je uzamčeno. (42)

Pro popis pohybu kolena lze využít třírozměrný popis pomocí kartézského souřadného systému (X, Y, Z). Vnitřní a zevní rotace tibiie se koná vzhledem k pevné ose, která prochází proximálně středem area intercondylaris a distálně středem vnitřního kotníku. Flexe a extenze je vztažena k pevné ose X femuru. Tato osa je kolmá na sagitální rovinu femuru. Osa Z

prochází proximálně středem hlavice femuru a v kolenním kloubu nejdálším bodem mezi kondyly.

Biomechanika patelofemorálního kloubu

Patela má na své vnitřní straně kloubní plochu pro artikulaci s kloubní plochou na femuru. Poloha pately v tomto spojení se neustále mění v závislosti na pohybu v kloubu, stejně jako se mění velikost tlaku v patelofemorálním kloubu. Právě distribuce tlaků v tomto skloubení ovlivňuje vznik femoropatelární bolesti.

Síla přenášená z femuru na patelu stoupá se zvětšující se flexí v kolenním kloubu. V 90° flexi se tak do patelofemorálního kloubu promítá čtyřnásobek tělesné váhy a ve flexi 120° je to již osminásobek. Proto aktivity, kde je kolenní kloub vystaven zátěži ve flexi, predisponují k rozvoji symptomů patelofemorálního syndromu. (40)

Zatížení kolenního kloubu můžeme rozdělit na jednoduché, které je představováno funkcí m.rectus femoris a m.intermedius, a zatížení anatomické, kdy uvažujeme navíc funkci m.vastus lateralis a medialis a iliotibiálního traktu. Při anatomickém zatížení je tlak ve femoropatelárním kloubu nejvyšší v 15° flexi, a to zhruba 2,25 MPa a naopak nejnižší při flexi 60°, kdy je jeho hodnota zhruba 1,3 MPa. Při jednoduchém zatížení je nejvyšší tlak opět ve flexi 15°, ale je pouze okolo 2MPa a hodnota nejnižšího tlaku je naměřena ve flexi 45°, zhruba 1,2 MPa. (42)

Tribologie

Tribologie se zabývá mechanismem tření a opotřebování tuhých těles. *Tření* je definováno jako odpor proti pohybu, který vzniká mezi dvěma tělesy v místě jejich styčných ploch. *Opotřebování* je nežádoucí změna povrchu těles, které jsou v těsném kontaktu, vzniklá vzájemným působením obou povrchů. Tření ve smyslu Coulombově závisí na absolutní velikosti normálové složky působící síly, koeficientem úměrnosti je koeficient Coulombova tření. Následkem opotřebování dochází k otěru. Otěr je progresivní úbytek materiálu spojený s uvolňováním otěrových částic, způsobeným relativním pohybem mezi dvěma protilehlými plochami za působení tlaku. (42)

Známe trojí mechanismus otěru: adhezivní *otěr* vzniká vazbou mikropovrchů kontaktních ploch, které jsou pod tlakem a při jejich pohybu dochází k úbytku materiálů z jejich povrchu. *Abrazivní otěr* vzniká, pokud tvrdší materiál vyrývá z měkčí plochy materiál. Pokud lokální napětí překročí únavovou pevnost materiálu, dochází k *únavovému otěru*.

Fyziologickým mazivem kloubů je synoviální tekutina, která dodává pružnost kloubní chrupavce a svými viskoelastickými vlastnostmi je schopna absorbovat určité hodnoty tlakové síly. Jakákoliv změna ve složení této tekutiny se projeví změnami v tribologických poměrech kloubu. (30)

3.5 REOLOGIE

Reologie je definována jako nauka o toku a deformaci a tečení látek. Zabývá se mechanickými vlastnostmi látek, vztahy mezi napětím a deformacemi a rychlostí deformace. Uvědomuje si totiž, že přímá úměrnost právě mezi napětím a deformací, která je obsažena v Hookově zákoně, nedostačuje k popisu mechanického chování řady látek. Ukázalo se, že pro některé látky jako jsou například pryže nebo asfalty nelze použít klasická teorie pružnosti. Stejně tak ne pro všechny kapaliny platí klasická hydrodynamika, která je dobře použitelná pro tečení vody nebo lihu.

Reologie nerozlišuje striktně pevné látky a kapaliny, ale respektuje fakt, že reálné materiály mají zároveň vlastnosti obojího. Uvažuje o elastických vlastnostech složitějších kapalin a v pevných látkách o vlastnostech kapalin, tedy tečení. Název reologie je odvozen z řeckého „panta rei“, což v češtině znamená „všechno teče“.

Základní mechanické vlastnosti jsou určovány silově deformační charakteristikou tkání a z jejich časové závislosti vychází základní reologické vlastnosti: viskozita, elasticita, plasticita a hmotnost.

Kontinuum

Pro vyšetřování pohybu kapalin, plynů a mechanických dějů, při kterých se mění vzdálenosti mezi jednotlivými body, je zaveden pojem spojité prostředí – *kontinuum*. Na základě představy o spojitém prostředí, tedy kontinuu, lze dobře popsat pohyb kapalin a plynů a deformační chování pevných látek.

Pohyb kontinua můžeme popsat, tak že sledujeme pohyb částic, které se v čase $t = 0$, kdy začínáme pohyb sledovat, nacházejí v místě o souřadnicích x_i . Souřadnice částic v následujících časech t označíme y_j a píšeme $y_j = y_j(x_i, t)$. Druhým popisem pohybu kontinua je udání rychlostí jeho částic. Částice nacházející se v daném okamžiku t na místě y_j , má rychlost $v_i = v_i(y_j, t)$. V každém okamžiku t udává tato rovnice rozložení rychlostí v celé vyšetřované oblasti kontinua. V každém okamžiku t lze kontinuem proložit křivky, jejichž tečny mají směr rychlosti v_i . Těmto křivkám říkáme proudnice a můžeme je zapsat rovnicí $y_i = y_i(s)$, kdy s je libovolný parametr. Pohyb kontinua můžeme popsat pomocí trajektorií nebo proudnic. Obraz proudnic je dán rychlostmi částic v různých okamžicích, kdežto trajektorie jsou drahami pohybu částic. Obecně jsou trajektorie a proudnice odlišné křivky. Shodují se jen v případě, kdy jsou rychlosti nezávislé na čase. Tomuto případu říkáme ustálený pohyb kontinua.

Existují speciální typy pohybu kontinua. Pokud tvar trajektorie nezávisí na původní poloze x_i částic, jsou rychlosti pro všechny částice v každém okamžiku stejné a kontinuum koná postupný, translační pohyb. Dalším možným pohybem kontinua je jeho rotace kolem osy. Pohyb kontinua kolem určitého bodu dělíme na pohyb translační, rotační a posledním je pohyb deformační, který je předmětem zájmu reologie. Rychlost deformace udává rychlost, jakou se mění vzdálenost částic v okolí daného bodu. (22)

Napětí

Při popisu pohybu kontinua je nutné vzít v úvahu i síly na něj působící. Pokud na tuhé těleso působí síly, jejichž vektorový součet a součet momentů sil jsou rovny nule, je těleso v rovnováze. U modelu tuhé tělesa, který používáme k popisu pohybu tělesa, nebereme v úvahu rozdíly mezi velikostmi sil působících na těleso. V reálném tělese ale rozdíly ve velikosti působících sil vedou k různě velkým deformacím nebo rychlostem deformací tělesa. Stav kdy je těleso vystaveno působení vnějších sil nazýváme *napětí*. Napětí je základní veličinou potřebnou pro zkoumání reologických vlastností látek. (22)

Každým bodem kontinua lze proložit nekonečně mnoho plošek a na každé z nich může být jiné napětí. O stavu napětí v každém bodě kontinua vypovídá *tenzor napětí*, jehož složkami jsou složky vektorů napěťových sil. Tyto síly působí na plochy proložené daným bodem kolmo ke směru kartézských souřadnicových os. Jednotlivé vektory napěťových sil musí mít mezi sebou vztahy určující symetrii tenzoru.

Deformace

Termín deformace používáme pro změnu tvaru nějakého objektu, kterým může být například diferenciální okolí bodu. Pokud známe deformaci v určitém bodě, známe změnu vzdálenosti od tohoto bodu pro libovolný bod v jeho okolí. Nezajímá nás, jak rychle vznikla deformace, ale pouze konečné polohy bodů.

Deformační odezva

Jakékoliv působení vnějších sil na těleso, má za následek vznik mechanického napětí uvnitř tělesa. V každém řezu tělesem působí vektor napětí, který může být rozložen na normálovou a tečnou složku. V závislosti na mechanických vlastnostech materiálu, dochází v důsledku vnitřního napětí uvnitř tělesa k deformační odezvě.

Schopnost organismu odolávat do jisté míry mechanické zátěži udává míra tolerance organismu na zátěž. Pásmo fyziologických zátěží je udáváno pomocí limitů tolerance. Jejich dolní hranice udává práh citlivosti organismu na nutné mechanické zatížení potřebné pro jeho normální vývoj, jako například remodelace kostí nebo svalová atrofie z hypokinezy. Naopak horní hranice určuje adaptabilitu organismu na zátěž ve smyslu pozitivních, nepatologických reakcí. Limity se pochopitelně mění v závislosti na věku, na trvání a charakteru zátěže apod.

(22)

Základní reologické látky

Vzájemný vztah napětí, deformace a rychlosti deformace závisí na charakteru kontinua nebo látky, kterou zkoumáme. Složité vztahy jsou především u látek, které se nacházejí na rozhraní mezi pevnými látkami a kapalinami, jako jsou asfalty či hlína. Reologicky

nejsložitějšími látkami jsou biolátky jejichž vlastnosti jsou jednak ovlivnitelné vůlí jedince a jednak vnějšími podmínkami jako je vlhkost a teplota.

Úkolem reologie je stanovit vztah mezi napětím, deformací a její rychlostí. Protože je přesné řešení většinou nemožné, jsou zavedeny reologické modely, vystihující zhruba charakter deformace určitých látek. Hookův zákon počítá s přímou úměrností mezi napětím a deformací, což lze dobře použít například u kovových materiálů. Látky, které tento zákon vystihuje, označujeme za hookovské neboli lineárně závislé. Látky, které se po působení vnějšího napětí vrací zpět do původního tvaru, jsou látky elastické. Pro většinu z nich není zachována přímá úměrnost mezi napětím a deformací při zatěžování a odtěžování. Jsou to látky lineárně nezávislé, nehookovské.

U kapalin se setkáváme s Newtonovým viskózním zákonem, který počítá s přímou úměrností působícího napětí a rychlostí deformace. Látky, pro které lze tento zákon použít, jsou látky nebo kapaliny newtonovské. Chování řady kapalin se však liší a nazýváme je tedy nenewtonovské. Existují látky, které jsou kombinací elastických pevných a viskózních kapalných látek, a těm říkáme viskoelastické. Další skupinou látek jsou látky plastické, které se vyznačují tím, že tečení se u nich objeví až po překročení určitého napětí. (22)

Elastické látky

Tyto látky nelze trvale deformovat, což je jejich charakteristická vlastnost. Pokud aplikujeme na látku napěťové pole, dojde k její deformaci. Po odstranění tohoto pole se však látka vrací do svého původního tvaru. Nejjednodušší elastické látky se řídí Hookovým zákonem, jsou to látky lineárně elastické, hookovské a napětí je pro ně přímo úměrné deformaci.

Ostatní elastické látky označujeme jako nelineární. Až do určitého bodu je úměrnost mezi napětím a deformací přímá. Tento bod se nazývá mez úměrnosti. Po odstranění napětí klesá deformace na nulovou hodnotu a vzorek se vrací do původního tvaru. Toto se děje ale pouze do určitého napětí, do meze pružnosti. Při dalším zvyšování napětí zůstává vzorek již trvale deformován. Velikost trvalé deformace závisí na velikosti působící síly a na trvání působení.

Viskózní látky

U dokonalé kapaliny se předpokládá její nestlačitelnost, u dokonalého plynu jeho stlačitelnost a u obou dokonalých tekutin předpokládáme nulovou viskozitu. Reologicky zajímavé jsou však tekutiny s nenulovou viskozitou, které nazýváme viskózní látky. Většinou se jedná o kapaliny, proto můžeme použít název viskózní tekutiny a viskózní kapaliny.

Látky, u kterých je rychlost deformace přímo úměrná napětí, se nazývají newtonovské látky nebo kapaliny a řídí se Newtonovým viskózním zákonem. Mezi tyto látky patří za běžných podmínek například voda, líh a další nízkomolekulární látky.

Existují však látky s takovým viskózním chováním, které Newtonův zákon nemůže plně popsat. Biokapaliny patří ve většině případů právě do této skupiny látek, které označujeme jako neneutronovské nebo nelineárně viskózní látky.

Biolátky patří obecně k reologicky nejsložitějším. Mezi kapalinami najdeme snad jako jedinou newtonovskou kapalinu, moč. Často je pro popis biokapalin nedostatečný i model neneutronovské kapaliny (např. pro krev) a je potřeba uvažovat i plasticitu.

Plastické látky

Plastické látky jsou ty, u kterých dochází k tečení až po překročení určité mezní hranice napětí. Tečením nazýváme je rychlost deformace různá od nuly. Mezi tyto látky patří kovy, laky nebo stavební materiály a chování charakterizujeme modelem Saint-Venantovým. Modelová látka se chová pro smykové napětí menší než je mezní napětí, jako tuhé těleso a začne téct při dosažení mezního napětí. Napětí je udržováno na své mezní hodnotě, kterou nemůže překročit.

Biologické materiály můžeme charakterizovat jako neHookovské, nelineární a nehomogenní látky. Jejich mechanické vlastnosti jsou dynamické v čase, závislé na mnoha kritériích jako jsou například pohlaví, věk, biorytmus, hydratace, zátěžová historie nebo únava. Dále jsou ovlivněny metabolickými a neurofyziologickými pochody, užívanými farmaky, apod.

Mechanická zátěž působící na živý organismus je silově deformační vliv okolního prostředí, který vyvolává specifickou odezvu organismu. Tato odezva se pak může projevovat širokou škálou reakcí zahrnující změny v jeho chování (reakce psychické, fyziologické, pohybové, atd.) nebo struktury (reakce morfologické, biochemické, biomechanické, atd.). (56)

Zátěž

Mechanická zátěž je silově deformační vliv okolního prostředí na živý organismus, který vždy vyvolává určitou odezvu organismu. Reakcí jsou adaptační mechanismy, které mohou mít buď charakter regeneračních procesů, ale na druhé straně mohou vést k patologické reakci organismu a provokovat degenerativní procesy.

Odezva organismu může být velmi pestrá a různorodá, může se projevit širokou škálou reakcí v chování nebo struktuře. V závislosti na úrovni zátěže, časovém průběhu a odezvě organismu, dělíme zátěž na podprahovou, monotónní, silově rizikovou, rázovou, vibrační, atd. (52)

Silová zátěž tvoří, v závislosti na velikosti, časovém průběhu a směru silového zátěžového pole, různé druhy mechanického zatížení. Rozeznáváme tak 5 druhů zatížení. Tah, tlak a ohyb jsou zatížení, která vyvolávají normálovou napjatost. Zatímco smyk a krut jsou spojeny s napjatostí smykovou. V případě reálných biologických materiálů, dochází většinou ke kombinaci více způsobů zatížení.

Vibrační zátěž je způsobována mechanickými vibracemi a má různé účinky na jednotlivé části těla. Její působení může být celotělové anebo zacílené pouze na ohraničenou oblast, podle jejich rezonančních vlastností a vnímavosti k vibracím.

Reologie kolenního kloubu

Reologie kloubu je obecně dána reologickými vlastnostmi intra a extraartikulárních kloubních komponent. Tyto tkáně mají dynamické vlastnosti, které jsou důležité pro správnou funkci kloubu. Pasivní vlastnosti kloubního spojení jsou značně závislé na intraartikulární tribologii. Konstituční vlastnosti jednotlivých komponent kloubního systému určují, jak se bude kloub chovat v dynamických podmínkách. Pro správnou funkci kloubu má značný význam dynamická stránka extraartikulární a intraartikulární složky poddajnosti, a to zejména pro charakter přenosu mechanické energie mezi svalovým systémem a okolím.

Mechanická impedance je pojem, který lze vyjádřit jako poddajnost v kloubu v kombinaci s účinky dílčích impedancí, které se uplatňují při pohybu těla, a Coulombova tření v kloubu. Impedance je v tomto případě použita jako poměr komplexního momentu

(síly) k úhlové rychlosti. Reaktivní složka pasivní impedance je dána zejména vazy, zvláště v krajních polohách flexe a extenze. Koeficient tření v kolenním kloubu je v rozmezí 0,001 – 0,025. Třecí síla se zvětšuje s rostoucí zátěží. Extraartikulární složka pasivní impedance je vyvolána působením flexorů kolene, hlubokou fascií a kůží v okolí fossa poplitea. (42)

3.6 PATOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU

Vzhledem ke složitosti kolenního kloubu a k jeho každodenní zátěži, můžeme se setkat s celou škálou patologických stavů. Kromě velmi dobře známých poranění kolenních kloubů a jejich instabilit nebo gonartrozy, sem patří vývojové vady (např. vrozená dislokace kolena, luxace pately), choroby z přetížení (Morbus Osgoog-Schlatter, skokanské koleno), poranění kloubní chrupavky, Morbus Ahlback, burzitidy, Bakerova cysta, synoviální plíky a v neposlední řadě poruchy femoropatelního skloubení.

Vzhledem k množství různých patologických stavů kolenního kloubu zde není možné zabývat se všemi. Ve vztahu ke své práci zmíním pouze některé z vyjmenovaných poruch.

Tendopatie lig.patellae (skokanské koleno)

Skokanské koleno je termín používaný pro tendopatii proximálního úponu lig.patellae. Toto onemocnění často postihuje sportovce, u kterých dochází k přetížení extenčního aparátu (skoky, doskoky) a jeho příčinou jsou nezhojená mikrotraumata v lig. patellae. Může být kombinováno s dysplazií extenčního aparátu a postižením patelní chrupavky. V místech úponu šlachy na kost a v proximální části lig. patellae se vyskytují ruptury a změny v uspořádání kolagenních vláken, které mohou být spojeny i s aseptickým zánětem, hyalinizací pojivové tkáně a dystrofickou kalcifikací. V nejhorším případě může dojít k ruptuře šlachy. (11)

U lehčích forem se objevují bolesti pouze při zátěži, u pokročilejších stádií přetrvávají i v klidu. Dále nacházíme plapační bolestivost, někdy i zduření pod apexem pately. Aktivní flexe proti odporu vyvolává bolest. Na RTG snímku můžeme vidět projasnění dolního úhlu pately nebo jeho protažení a kalcifikace šlachy u chronických stavů.

Instability kolenního kloubu

Dříve se v problematice kolenního kloubu uvažovalo pouze o instabilitě v rovině frontální a sagitální. Nové poznatky z anatomie a biomechaniky ale ukázaly, že se v této

oblasti můžeme setkat také s instabilitou rotační nebo s kombinací uvedených. V současné době existuje několik klasifikací instabilit kolenního kloubu, zaměřených převážně na chronické stavy. Akutní poranění vazivového aparátu kolene řadíme do dvou skupin.

3.6.2.1 Instability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů

Při úrazu jsou poškozeny nejdříve kapsulární stabilizátory a poté, vzhledem k rozsahu poranění, může dojít i k poškození zkřížených vazů.

Mediální instability = abdukčně - zevně rotační

Jedná se o nejčastější typ, představuje zhruba 90% všech poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Podle závažnosti poškození se dělí na tři stupně. U prvního stupně jsou poškozeny mediální kapsulární struktury, roztržen vnitřní postranní vaz a kloubní pouzdro. Při působení dalšího násilí může být roztržen i mediální meniskus. Druhý stupeň je charakterizovaný roztržením jednoho ze zkřížených vazů. Podle toho, o který vaz se jedná, se tyto instability ještě dále dělí na anteromediální a posteromediální. Ke třetímu stupni řadíme úrazy vzniklé působením velkého přímého násilí na extendovaný kolenní kloub. Jedná se o tzv. přímou mediální instabilitu, kdy dojde k přetržení všech mediálních kapsulárních stabilizátorů, obou zkřížených vazů a někdy i k poškození laterálního menisku.

Laterální instability = addukčně - rotační

Oproti předchozím jsou tyto instability výjimečné, tvoří pouze 5% poranění vazivového aparátu kolena. Vzniká při kombinaci násilné addukce se zevní nebo vnitřní rotací bérce, při přímém násilí. Opět toto postižení dělíme na tři stupně, kdy první stupeň znamená poškození kapsulárních struktur, ke kterému se může přidat roztržení zevního postranního vazy, menisku a kloubního pouzdra. U druhého stupně se tento výčet rozšiřuje o přetržení zkřížených vazů a vzniká zde anterolaterální instabilita. Třetí stupeň je způsoben působením přímého násilí na vnitřní stranu kolenního kloubu v extenzi.

Hyperextenzní instability = genu recurvatum

Tato poranění jsou velmi vzácná, ale zároveň velmi vážná. Jejich závažnost je podobná třetím stupňům mediální a laterální instability. Vzniká při přímém násilí ve směru hyperextenze, ke kterému se může přidat ještě složka addukční nebo abdukční. Podle směru působení násilí dělíme hyperextenzní instability také do tří skupin.

Přímé hyperextenzní poranění způsobí především poškození dorzální části kloubního pouzdra a rupturu obou zkřížených vazů. Vedle toho může dojít k distenzi nebo parciální ruptuře vazů postranních a k poškození menisků. Pokud je hyperextenzní poranění spojené s násilím varózním, dochází k poškození posterolaterálního kapsulárního komplexu, zevního postranního a předního zkříženého vazů. Při kombinaci s poraněním valgózním bude poškozena posteromediální část pouzdra, vnitřního postranního a předního zkříženého vazů. Může dojít i k ruptuře zadního zkříženého vazů. (7, 10)

3.6.2.2 Izolované léze kolenních vazů

Izolované léze PZV

Jsou způsobeny nepřímým mechanismem, při násilné vnitřní rotaci bérce během konečné fáze extenze kloubu. (10) Dungl uvádí, že k poškození dochází při abdukci a naopak zevní rotaci. Ve 30-50% případů se dokonce ozve i slyšitelné prasknutí, tzv. pop fenomén. K určení diagnózy napomáhá i často (75%) přítomný časný hemartros. Společně s poškozením předního zkříženého vazů může být postižena dorzální část kloubního pouzdra a oba menisky. (11)

Izolované léze ZZV

K významným poraněním zadního zkříženého vazů dochází často společně s poraněním posterolaterálního komplexu. Proto je třeba při rekonstrukci lézí zadního zkříženého vazů věnovat pozornost i těmto strukturám. K lézi ZZV dochází při působení přímého násilí na přední plochu kolenního kloubu ve flexi nebo na přední plochu proximální tibie („dashboard injury“). Při sportu je častou příčinou hyperflexe. (11)

Izolované léze VPV

Tato poranění vznikají často při abdukci a zevní rotaci nebo při působení násilí na zevní stranu kloubu. K tomuto často dochází během kontaktních sportů. Pokud je přítomná ještě rotační složka pohybu, může dojít k poškození dalších vazů.

3.6.2.3 Poranění posterolaterálního komplexu

Posterolaterální komplex je tvořen iliotibálním traktem, laterálním postranním vazem, šlachou m. biceps femoris a šlachou m. popliteus a má důležitou roli v zajištění stability kolene. Zabezpečuje zevní rotaci, addukci a dorzální posun tibie a tvoří synergistickou dvojici se zadním zkříženým vazem. Typický mechanismus poranění posterolaterálního komplexu je hyperextenze se zevní rotací bérce. Častější jsou kombinované léze, obvykle společně s poraněním zadního zkříženého vazů, ale někdy i předního. (10)

Poruchy femoropatelního skloubení

Poruchy femoropatelního skloubení je termín, který by se dal použít souhrně pro patologie v oblasti femoropatelního kloubu. Můžeme se zde setkat s řadou poruch, které mají různé příčiny a v literatuře je najdeme pod nejrůznějšími názvy. V zahraničních zdrojích se setkáváme s názvy peripatellar pain syndrome, patellar malalignment syndrome, medial retinaculitis, patellar compression syndrome, patellofemoral pain syndrome, patellofemoral arthralgia, excessive lateral pressure syndrome, anterior knee pain nebo patellofemoral joint derangement (38) Uváděné syndromy se často překrývají v oblasti symptomatologie i etiologie a zdá se být poněkud složité tuto problematiku správně pojmenovat a klasifikovat. Častou příčinou poruch v patellofemorálním kloubu je uváděn abnormální pohyb pately ve femoropatelním žlábků, který může mít mnoho různých příčin.

Obtíže při poruše ve femoropatelním kloubu se mohou objevit náhle, bez zjevné příčiny, ale mohou být vyvolány i přímým traumatem, např. pádem na kolenní kloub. Častá bývá neschopnost přesně lokalizovat a popsat symptomy. Většinou se jedná o diskomfort v oblasti peri- nebo retropatelní a ve fossa poplitea, zhoršující se při námaze nebo sportu. Typická bývá bolest při chůzi ze schodů, do schodů a po nerovném terénu. Mohou se

vyskytovat pocity nestability, tzv.giving way fenomén, subluxe pately, lupání v kloubu nebo pseudoblokády. (38)

Patelofemorální syndrom

Bolesti v oblasti patelofemorálního skloubení jsou často označovány jako Patelofemorální syndrom (patello-femoral pain syndrome, PFPS). V literatuře bývá PFPS označován také jako tzv.anterior knee pain a je popisován jako důsledek poruchy pohybu pately v patelofemorálním žlábků. Tato porucha je způsobena biomechanickými nebo anatomickými změnami patelofemorálního kloubu. (20, 33)

Výskyt patelofemorální bolesti je častý, zvláště u mladých lidí, nejčastěji sportovců (např. atleti), uvádí se incidence 25% - 50%, údaje se liší. Klasickým projevem syndromu je retropatelární bolest, která se zvyšuje například při běhu, dřepu, skákání, chůzi do schodů a ze schodů nebo při dlouhotrvající flexi kolene. To odpovídá problémům s dlouhodobým sedem, například v kině, letadle nebo jiných dopravních prostředcích. (33) Bolest se obvykle objevuje náhle a přetrvává několik měsíců. Jde o tupou, dobře lokalizovatelnou, retropatelární bolest, která je často oboustranná.(11) Green naopak uvádí, že pacienti jsou ve většině případů neschopni bolest dobře popsat a lokalizovat. (20)

Mezi další příznaky tohoto syndromu patří subjektivní pocity nestability nebo giwing way fenoménu. Tyto pocity je však třeba odlišit od podobných symptomů přítomných při intraartikulárních nebo meniskálních lézích. Příčinou patelofemorálního syndromu neboli anterior knee pain může být mnoho onemocnění a poruch kolenního kloubu. (11)

Patelofemorální bolest pochází pravděpodobně ze synoviální membrány a subchondrální kosti, které mají, na rozdíl od kloubní chrupavky, nervová zakončení. Ta mohou být drážděna produkty degenerující chrupavky, což má za následek vznik otoku a zvýšené nětěti tkání. (38)

Syndrom pliky

V kolenním kloubu nacházíme většinou 3 synoviální pliky, někteří autoři uvádí, že mediálních plik nacházíme dokonce 5. Pliky jsou za normálních okolností asymptomatické.

Působením různých vlivů se z nich ale mohou stát pliky symptomatické a působit obtíže v kolenním kloubu. Nejčastěji se stává problematickou plika mediální (mediopatelní). (11, 46)

Mechanismem vzniku symptomatické pliky jsou pravděpodobně chronicky opakované pohyby z flexe do extenze v kolenním kloubu. Děje se tak například u cyklistiky, běhu, plavání apod. Dochází k opakovaným mikrotraumatům pliky, které mají za následek její fibrotizaci, zánět, produkci výpotku a vzestup intraartikulárního tlaku. Tyto procesy vedou k postupnému zesilování pliky a ztrátě její elasticity. Symptomatická mediální plika se napíná mezi 30-60° flexe přes mediální kondyl femuru a může se vklínit mezi něj a patelu. Abrahams (1) uvádí, že k uskřínutí dochází nejčastěji mezi 40-80°, kdy je prostor mezi patelou a femurem nejmenší. Mohou se objevit příznaky synoviality a změny na chrupavce mediální facety pately a mediálního kondylu femuru. (11)

Uvedené procesy vedou ke vzniku příznaků, kterým vévodí bolest v kolenním kloubu. Dále se může vyskytovat lupání, blokády, otoky a snížený rozsahu pohybu. Tyto příznaky se zhoršují při flexi-extenzi a mohou dokonce napodobit poškození vnitřních struktur kolene, například předního zkříženého vazy.

Při vyšetření nacházíme poruchy v pohybu pately a v některých případech může být problematická plika palpovatelná. Často (asi 45% případů) dochází také k atrofii m.quadriceps femoris.(1) Jednoznačné klinické příznaky většinou chybějí. Nejčastěji se vyskytuje bolest nad mediálním kondylem femuru, lehké otoky a přeskokování pliky, které je možné i palpatovat.(11) Klinické vyšetření pliky ale není jednoduché a často nespecifické. Ani nálezy získané pomocí magnetické rezonance vždy neodpovídají nálezům během artroskopie, která je u syndromu pliky nejpřesnější diagnostickou metodou. (46)

Změny v postavení pately

V patologii pately se můžeme setkat se změnami tvaru, velikosti nebo postavení pately. Patela může být uložena vysoko (*patella alta*) a pak bývá spojena s nestabilitou pately. Po operacích extenzního aparátu kolene nebo při paréze m.quadriceps je uložena naopak nízko (*patella baja*). Posun pately v horizontální rovině nacházíme u pacientů s luxací nebo subluxací pately. Luxace pately doprovází také řadu syndromů (např.patela-nail syndrom).

Horizontální posun (*shift*) bývá často spojen s rotací pately. Pokud se jedná o rotaci kolem dlouhé osy, označujeme jí jako sklon (*tilt*).

Na postavení pately má důležitý vliv správná funkce okolních svalů, především m. quadriceps femoris. Je nutná správná souhra všech jeho částí. Další struktury účastníci se na postavení pately jsou vazivové tkáně na přední straně kloubu., například patelární retinakula. Zkrácení těchto retinákul může vést například k syndromu laterální hyperprese a naopak jejich laxicita se projeví jako nestabilita pately.

Změny tvaru pately hodnotíme podle Wiberga-Baumgartla. Důležité jsou odchylky v horizontálním, vertikálním a rotačním postavení pately. (11)

Chondropatie pately

Jedná se o časté onemocnění s ne zcela jasnými příčinami, které se vyskytuje nejčastěji mezi 20. a 30. rokem života a častěji u žen. Příčinou bývá často nesprávná funkce extenzního aparátu kolene, malalignment syndrom. Jde o projev porušené rovnováhy mezi odolností chrupavky, jejím zatížením a schopností regenerace. Možnými příčinami jsou přetížení nebo geneticky daná snížená odolnost chrupavky, jednorázové trauma nebo chronická mikrotraumatizace.

Je nutné chápat rozdíl mezi chondropatií, která popisuje patologické změny kolenní chrupavky a klinickým syndromem femoropatelární bolesti. Pro tento syndrom bývá často používán i termín anterior knee pain.

Při chondropatii dochází k destrukci chrupavky od její nejhlubší vrstvy, tzv. bazální degenerace. Dochází k úbytku základní hmoty a destrukci kolagenních vláken chrupavky. Vznik chondropatie způsobuje zřejmě úbytek mukopolysacharidů v základní hmotě, což způsobuje měknutí chrupavky. Změkнутá chrupavka je mechanicky méně odolná a je-li nadále zatěžována, rozvíjí se degenerační proces i v jejích dalších vrstvách. Změny můžeme od začátku dobře palpat, ale nejsou viditelné. Toto jsou rozdíly oproti osteoartróze, která postihuje nejprve povrchovou vrstvu chrupavky, a změny na ní jsou dobře viditelné.

Vzhledem k tomu, že kloubní chrupavka je avaskulární a bez inervace, nemůže být zdrojem bolesti.(38) Bolest tak vzniká pravděpodobně v subchondrální kosti, kde jsou

umístěna nervová zakončení, a případně v synoviální výstelce. Podle Insalla je příčinou bolesti malalignment syndrom, přítomný u většiny lidí s chondropatií. (11, 44)

Dělení chondropatie

V literatuře najdeme různé typy dělení chondropatie hodnotící stav podle velikosti ložiska nebo makroskopických změn na chrupavce. Nejznámější je dělení podle Outerbridge (1961), které dělí chondropatii na 4 stupně:

- I. stupeň – změknutí a otok chrupavky
- II. stupeň – rozvláknění a trhliny na ploše o průměru do 1,27mm
- III. stupeň – rozvláknění a trhliny na ploše o průměru nad 1,27mm
- IV. stupeň – defekt na subchondrální kost

Goodfellow (1976) dělí chondropatii na dva typy. Superficiální chondropatie začíná od povrchové vrstvy chrupavky a pokračuje hlouběji. Je považována za známku stárnutí chrupavky a jejího opotřebení a může být asymptomatická.

Druhým typem je chondropatie bazální, postihující primárně hlubokou vrstvu a pokračující směrem k povrchu. Je zapříčiněna opakovanou mikrotraumatizací a vyskytuje se často u mladých jedinců. Tento typ je považován za patologický a symptomatický. Prvotním jevem je vznik ložiska změkklé kosti v hluboké vrstvě, následuje vznik puchýře, nad kterým dojde k rozvláknění chrupavky. Po prolomení puchýřovitého vyklenutí vzniká defekt jako u superficiální chondropatie. Rozlišujeme opět 4 stadia, podle právě probíhajícího procesu: (11)

- 1. Změknutí chrupavky
- 2. Puchýř, povrchové rozvláknění
- 3. Hlubší trhliny a ulcerace
- 4. Hluboký defekt na subchondrální kost

Degenerativní změny chrupavky, vliv věku a zátěže

S postupujícím věkem se objevují degenerativní a proliferativní změny tkání, které jsou považovány za přirozený proces stárnutí. Při lokalizaci v kloubu se tyto změny nazývají *artrosis* nebo *osteoartrosis*.

Degenerativní změny se nejčastěji objevují ve středu chrupavek. Postupně se zmenšuje množství mezibuněčné hmoty v chrupavce a dochází k obnažování fibril. Chrupavka tak získává vláknitý vzhled, dochází k tzv. fibrilaci chrupavky.

Proliferativní změny můžeme pozorovat především po obvodu chrupavky, v přechodné zóně synoviální membrány, při úponech šlach a ligament. Chrupavka, která přiléhá k přechodné zóně synoviální membrány, proliferuje díky dobrému cévnímu zásobení membrány, a je tak postupně nahrazována kostí. Takto vznikají kostěnné výrůstky, osteofyty, které mohou lemovat obvod chrupavek a omezovat pohyb v kloubu.

Tyto změny jsou běžné u starších jedinců, ale mohou se vyskytovat i v mladším věku. Děje se tak následkem přetěžování, nesprávného zatěžování kloubu, zatěžování ve špatném postavení kloubu. Příčinou jsou často posttraumatické a pooperační stavy, kdy je kloub nesprávně zatěžován pro svalové dysbalance, bolest apod. V neposlední řadě také neadekvátní zatěžování kloubů, například při sportu, časté a jednostranné tréninky se zvýšenou zátěží na kolenní klouby a jejich nedostatečná kompenzace.

Degenerativní změny chrupavky se vyskytují i při fixaci kloubu v nepřirozené poloze, a to již po šesti dnech imobilizace. K degeneraci dochází následkem dlouhodobé komprese chrupavek. Artoza z komprese může takto vzniknout u lidí, kteří nosí často těžká břemena nebo v krátkém čase přibrali výrazně na váze. Zatížením se zhoršují podmínky pro výživu chrupavky, což je zřejmě příčinou její degenerace. Naproti tomu při pohybu se do kloubu dostává neustále čerstvá synoviální tekutina zajišťující výživu kloubní chrupavky a tím i správnou funkci kloubu.

3.7 VYŠETŘENÍ KOLENNÍHO KLOUBU

Nejpoužívanější vyšetřovací metodou, zvláště u pohybového aparátu, je radiodiagnostika. Lze pomocí ní získat důležité informace o vzhledu a struktuře kostí.

Přístrojové vyšetření

RTG – rentgenové vyšetření

Princip rentgenové diagnostiky je založena na různé schopnosti tkání absorbovat světlo, které jimi prostupuje. Míra absorpce závisí na struktuře všech tkání, kterými paprsek prochází, narůstá v závislosti na hutnosti tkání a rostoucím atomovém čísle.

Rentgenový snímek (skiagram) je černobílý záznam s různými stupni šedi. Nejsvětlejší místa představují tkáně s největším atomovým číslem, jako jsou kosti nebo kovové materiály. Tmavá místa jsou tkáně s malou hutností, které velmi špatně absorbují RTG záření, jako například plyn (plyn v žaludku, střevech, plicích). Nízkou absorpční schopnost mají i měkké tkáně (svaly, cévy, orgány apod.), které touto metodou nelze dostatečně zobrazit. Na rentgenu můžeme sledovat různé změny struktury nebo tvaru kostí, poranění kostí a kloubů.(11)

Na zobrazení patelofemorálního kloubu se používá anteroposteriorní (AP), laterální a axiální projekce kolenního kloubu. Pomocí AP projekce, která je nejzákladnější a nejpoužívanější, získáme přehled o postavení tibie a femuru, případných traumatech a postavení pately (např.patella multipartite). AP projekce nám může částečně ozřejmit i funkční vztahy v patelofemorálním kloubu, které mohou ovlivnit patelofemorální dynamiku (varozita, valgozita kolene, patella alta, patella baja). (19) Laterální projekce je pro zobrazení patelofemorálního kloubu více specifická. Můžeme zde lépe posoudit vertikální postavení pately.

Pro hodnocení tvaru pately a jejího postavení ve femoropatelním kloubu je nejvhodnější axiální projekce. Snímky jsou zpravidla pořizovány vleže na břiše s flektovanými kolenními klouby. Stupeň flexe je zde nastavován úhломěrem na 30°, 60°, 90° a 120°. Dalším možným způsobem je zhotovení snímku vleže na zádech s kolenními klouby

ve 45° flexi, kdy paprsek směřuje dolů pod úhlem 30°. Pomocí axiální projekce můžeme hodnotit například tvar pately nebo strukturu obou jejích facet. Především zde však získáme přehled o vztahu pately ke kloubní ploše na femuru. Posuzujeme míru její subluxe (shift), nebo zevně rotační úchyly (tilt). (44)

CT – výpočetní tomografie

Jedná se o rentgenovou digitální metodu, která umožňuje zobrazení tkání v řadě tenkých vrstev o šířce 1-10mm. Výhodou metody je schopnost detailního zobrazení absorpčních schopností jednotlivých tkání podle jejich hutností. K zobrazení cév, tkáňové perfuze, metabolismu nádorů se používá aplikace kontrastních látek, které jasně tyto tkáně jasně odliší.

MR – magnetická rezonance

Princip magnetické rezonance spočívá v zachycení změny magnetických momentů atomových jader – protonů v silném statickém poli po aplikaci radiofrekvenčních pulsů. Aplikace pulsů způsobí vznik rezonance, změnu orientace protonů a jejich synchronizaci. Po skončení působení pulzu se vše navrácí do původního stavu. Doba, za kterou k tomu dojde, se nazývá relaxační čas. Čas potřebný k návratu vychýleného magnetického momentu je relaxační čas T1 a čas potřebný pro rozsynchronizování je relaxační čas T2.

Radiofrekvenční pulzy jsou vysílány v sériích, které se nazývají sekvence. Existují různé typy sekvencí a každá vyvolá ve stejném místě jinou intenzitu signálu. Pomocí různých typů sekvencí se zhotovují vrstevné obrazy, které podávají informaci o změnách relaxačních časů T1 a T2.

Při popisu obrazů používáme termíny hypersignální (bílý, světlý), izosignální (stejná intenzita signálu jako u normální tkáně), hyposignální (tmavý), asignální – černý. Avšak stejné tkáně mají při použití různých sekvencí odlišnou intenzitu signálu.

Sonografie

Tato metoda funguje na principu rozdílného odrazu ultrazvukového záření na rozhraní různých tkání. Ultrazvuk je mechanické podélné vlnění s frekvencí vyšší než 20 kHz. Pro diagnostiku používáme frekvence 2 až 10 MHz.

Ultrazvuk se v tkáních odráží, absorbuje, lomí a rozptyluje. Pro získání obrazu je důležitý odraz, který je větší, čím je větší rozdíl mezi hustotami dvou sousedních prostředí. Záleží také na rychlosti šíření ultrazvuku v daném prostředí, neboli jaký odpor je ultrazvuku kladen. Tento odpor se nazývá impedance. Pevné látky jako například kosti, kovové předměty apod. mají velmi vysokou impedanci a naopak u plynů je akustická impedance nízká, proto u těchto tkání nelze využít zobrazení pomocí ultrazvuku. Ideální tkáně pro šíření ultrazvuku jsou tekutiny.

K vyšetření se používá různých typů sond. Každá sonda vysílá ultrazvukové vlnění a přijímá zpět vlnění odražené od tkáně. Výsledné zobrazení závisí mimo jiné i na frekvenci vysílaného záření. Vysoká frekvence sice umožňuje detailní zobrazení, ale s narůstající frekvencí klesá schopnost průniku do hloubky. K zobrazení povrchových struktur jsou tedy používány vysokofrekvenční sondy (5-15 MHz) a naopak nízkofrekvenční sondy (2-5 MHz) jsou použity na zobrazení hlubších tkání.

V ortopedii se ultrazvuk používá k vyšetření chrupavky, rotátorové manžety, menisků, karpálního tunelu, svalů a šlach.(11)

Klinické vyšetření kolenního kloubu

Pro diagnostiku poruch kolenního kloubu máme velké množství vyšetřovacích metod a testů. K ozřejmění příčiny bolesti je třeba vyšetřit celou oblast kolenního kloubu, ale i vzdálenějších míst, které s kolenním kloubem mohou souviset.

Anamnéza

Velmi důležitou hroli hraje správně odebraná anamnéza. Ptáme se na vznik bolestí, kdy a za jakých podmínek se bolest poprvé objevila. Pokud se jedná o poúrazový stav, vyptáme se podrobně na mechanismus úrazu, zda šlo o přímé nebo nepřímé násilí a snažíme

se určit směr působící síly a pacientovu polohu. Dále zjišťujeme rychlost vzniku otoku, intenzitu bolesti, omezení hybnosti během 24 hodin po úrazu a pocity nestability. Při netraumatickém vzniku potíží zjišťujeme, kdy se bolest vyskytuje, za jakých podmínek, je-li způsobena určitým pohybem nebo náhlým omezením během pohybu. Důležitým zjištěním je klidová bolest, která může znamenat strukturální poškození. Hodnotíme pocity nestability kloubu, schopnost chůze do schodů a ze schodů, z kopce, potíže při dlouhodobém sedu s pokrčenými koleny. Ptáme se i na souvislost bolesti s denní dobou, změnami počasí, na výskyt ranní ztuhlosti. V neposlední řadě zjišťujeme, jakému typu zátěže jsou klouby vystaveny, zajímáme se o zaměstnání a sportovní činnost.

Aspekce

Aspekci zhodnotíme celkové držení těla distoproximálním směrem. Všimáme si především postavení nohy, posoudíme stav klenby nožní, postavení paty, konturu Achillovy šlachy a svalů lýtku. Dále hodnotíme postavení a tvar kolenního kloubu, konturu měkkých tkání kolem něj, barvu kůže a případný otok. Proximálně kontrolujeme tonus stehenních a gluteálních svalů, postavení pánve a zakřivení páteře.

Palpace

Palpační vyšetření provádíme vleže na zádech a hodnotíme otok, jeho kvalitu, kostěnné struktury a svalový reliéf a důkladně vyšetříme stav kůže a podkoží.

Na ventrální straně kolenního palpujeme patellu, femoropatelní žlábek, tuberositas tibie, m.quadriceps femoris, ligamentum patellae a burzy kolenního kloubu. Pod ligamentum patellae můžeme palpatovat mohutný tukový polštář, tzv. Hoffovo těleso. Jeho zduření značí intraartikulární dráždění. Bolestivá palpace ligamentum patellae a dolního pólu pately značí tendopatii neboli skokanské koleno. U osob pracujících dlouhou dobu v kleku můžeme najít zduření prepatelní burzy. Dlouhodobá zátěž v kleku s větší flexí v koleni může způsobit také zduření infrapatelní burzy, která je uložena velmi povrchově. Tento stav bývá nazýván Parsonovo koleno.

Struktury na mediální straně kolenního kloubu, které je třeba důkladně vyšetřit, jsou především mediální meniskus a mediální postranní vaz. Vyšetření mediálního menisku provádíme ve vnitřní rotaci, kdy je nejpřístupnější a postranní vaz palpujeme v úrovni kloubní štěrbin, odkud pokračujeme proximálně i distálně k jeho úponům. Nakonec vyšetříme pes anserinus, místo úponů m.sartorius, m.gracilis a m.semitendinosus.

Z laterální strany palpujeme tuberositas tractus iliotibialis a celý jeho průběh, hlavičku fibuly společně s vnějším postranním vazem, fossa poplitea a ze svalů m. biceps femoris, m.gastrocnemius a m.semimembranosus. Ve fossa poplitea může být při zánětlivém zvětšení palpovatelná gastrocnemiosemimembranosa, kterou pak nazýváme Bakerova cysta. (21)

Vyšetření hybnosti

Vyšetřujeme nejprve hybnost aktivní, pasivní a pohyb proti odporu. Aktivně testujeme flexi a extenzi v kolenním kloubu, případně rotaci v 90° flexi.

V rámci vyšetření pasivních pohybů zjišťujeme rozsah funkčních pohybů, to znamená pohybů, které lze provádět také aktivně a pohybů přídavných, joint play. Pomocí tohoto vyšetření můžeme rozhodnout, zda jde o poškození kontraktilní či nekontraktilní struktury. Pro každý kloub existuje tzv. capsular pattern, kloubní vzorec, který určuje posloupnost a závažnost omezení jednotlivých pohybů daného kloubu. Kloubní vzorec pro kolenní kloub udává větší omezení flexe než extenze a to v poměru takovém, že na 90° omezené flexe připadá pouze 5° omezení do extenze.

Přídavné pohyby neboli kloubní vůli vyšetřujeme pro získání představy o „volnosti“ kloubu. Pro toto vyšetření je důležitá maximální relaxace okolních svalů a neutrální poloha kloubu. V případě kolene je tato poloha ve 25° flexi v kolenním kloubu. Provádíme trakci ve femorotibiálním kloubu, ventrální posun tibie, kterým vyšetřujeme také integritu předního zkříženého vaz. Stejně tak při dorzálním posunu tibie vyšetříme i zadní zkřížený vaz. Při abdukčním a addukčním testu (varus – valgus stress test) rozevíráme mediální a laterální kloubní štěrbinu a také testujeme postranní vazy. Důležitou součástí vyšetření je mobilizace pately, kdy zjišťujeme její volnost při laterálním, mediálním posunu a distálním posunu.

Speciální testy

Vyšetření kloubní stability

Anatomická stavba femorotibiálního kloubu nezaručuje přílišnou stabilitu. Pro její zajištění je proto potřeba správná funkce okolních svalů a podpora ostatních měkkých tkání. Pro testování stability kolenního kloubu byla vyvinuta řada speciálních testů, pomocí kterých

můžeme testovat integritu jednotlivých kloubních vazů. Objektivita a přesnost nálezu je ale značně problematická vzhledem k subjektivnímu hodnocení každého vyšetřujícího a nutnosti velmi přesného provedení.

Lachmanův test a obrácený Lachmanův test

Pomocí těchto testů hodnotíme předozadní posun tibie proti femuru. Testy provádíme vleže a ve 30° flexi v kolenním kloubu. Jedná se o specifický test pro hodnocení míry integrity zkřížených vazů. Lachmanův test hodnotí stav předního zkříženého vazů a obrácený Lachmanův test posuzuje zadní zkřížený vaz. Nadměrný posun tibie dorzálně nebo ventrálně značí porušení zkřížených vazů.

Pivot shift test (MacIntosh)

Test se provádí vleže na zádech při extendované dolní končetině ve všech kloubech. Vyšetřovanou končetinu uchopíme za chodidlo a provádíme vnitřní rotaci a abdukci bérce a druhou rukou napomáháme valgotizaci tlakem na laterální plochu kolenního kloubu. Test je pozitivní při ruptuře předního zkříženého vazů. Při pohybu bérce dochází k ventrální subluxaci laterálního kondylu tibie, který se samovolně reponuje, pokud pokračujeme v pohybu do 40° flexe v koleni.

Vyšetření menisků

K vyšetření poškození menisků používáme testy, jejichž princip spočívá v aplikaci tlaku na kloub v určitém postavení. Tlak a provedení určitého manévru způsobí kompresi poškozeného menisku, která se projeví bolestí a lupnutím.

Mc Murray test

Tímto testem vyšetřujeme zadní rohy menisků. Vyšetření provádíme vleže na zádech s DK v maximální flexi v koleni. V této poloze zevně rotujeme a abdukujeme bérce. Druhá HK na kolenním kloubu napomáhá valgotizaci a palcem a ukazovákem palpujeme kloubní šterbinu. Poté pokračujeme pohybem do vnitřní rotace a addukce bérce. Test je pozitivní pokud dojde k bolestivému lupnutí, které můžeme též palpat v kloubní šterbině. Pokud se lupnutí objeví během zevní rotace a abdukce bérce, jedná se o poškození zadního rohu

mediálního menisku a lupnutí při druhé fázi pohybu značí poškození zadního rohu laterálního menisku.

Apley test

Pomocí testu můžeme rozlišit, zda je příčinou bolesti v kloubní štěrbině meniskus či postranní vaz. Vyšetření provádíme vleže na břicho v 90° flexi v kolenním kloubu. V první fázi rotujeme bérec, za jeho současné komprese v ose, na obě strany. Pokud se objeví v této fázi bolest, jde o poškození menisků. Druhá fáze probíhá stejně, ale tentokrát působíme distrakci v ose bérce a zjišťujeme poškození postranních vazů.

Vyšetření femoropatelního kloubu

Apprehension test (Fairbankův test)

Vyšetření probíhá vleže na zádech s kolením kloubem flektovaným zhruba do 30°. Vyšetřující jemně tlačí na patelu a snaží se jí posunout laterálně. Pokud pacient trpí opakovanými luxacemi pately, bude se laterálním pohybem pately bránit a udávat obavu z luxace.

Vyšetření plicae alares

Synoviální membrána pokračuje jako synoviální patelní řasa, která začíná od femuru a odtud jde distálně pod hrot pately. Dále se dělí na mediální a laterální synoviální řasu (plicae alares). Někdy mohou být tyto řasy silně vyvinuté a následkem utlačení způsobovat bolest. Vyšetření spočívá v zatlačení pately laterálně nebo mediálně a palpaci řasy na příslušné straně pately. Pokud chceme vyšetřit laterální řasu, suneme patelu laterálně a palpujeme její laterální stranu.

Vyšetření kloubního výpotku

Wipe test

K vyšetření malého množství výpotku používáme Wipe test. Vyšetřuje se vleže při extendované dolní končetině. Stlačíme suprapatelární recesus a poté tlačíme na patelu

z mediální a poté z laterální strany. Pokud je přítomen výpotek, vyklene se kloubní pouzdro na opačné straně, než tlačíme.

Ballotement pately

Tento test používáme při podezření na velký kloubní výpotek. Jednou rukou stlačíme suprapatelární recesus, čímž se výpotek dostane pod patelu a nadzvedne ji. Prst druhé ruky lehce palpuje nad patelou její pohyb, případně jí může stlačit směrem dolů. (21, 57)

3.8 FLORBALOVÝ BRANKÁŘ

Základní postoj florbalového brankáře

Základní postoj brankáře je klek, kdy se země dotýkají kolena, holeně, nártý a špičky nohou, aby byla zajištěna co nejlepší stabilita. Úhel mezi stehny a bércei je 45-60°, kolena jsou zhruba na šířku ramen a špičky v inverzi.(48) Horní část trupu je v mírné flexi, těžiště je vepředu, což zajišťuje udržení rovnováhy při přesunech do stran.



Obrázek 5: Základní brankářský postoj



Obrázek 6: Základní brankářský postoj, pohled z boku

Co se týče horních končetin, zde se názory na jejich pozici liší. První způsob, který je více rozšířen, preferuje pozici horních končetin v rozpažení s pokrčenými lokty. Dlaně jsou zhruba ve výšce hlavy a kontrolují tak především horní část branky. Při druhém způsobu jsou lokty u těla a předloktí směřují více do stran, k brankovým tyčím a je tak možné lépe pokrýt střed branky. (48) Tato pozice horních končetin se zdá být výhodnější výchozí pozicí pro zahájení pohybu paží. Problematika postavení paží je velmi diskutovaná a brankáři v ní nejsou zajedno.

Základní postoj i způsob pohybu během hry je velmi individuální a závisí na tělesných proporcích brankáře, jeho konstituci a na jeho fyzických možnostech. Správná výchozí pozice musí ale během hry splňovat několik podmínek. Musí brankáři zaručit jistou agresivitu, ostražitost a samozřejmě co největší pohyblivost do všech stran. Pokud nehrozí nebezpečí gólové situace, někteří brankáři volí raději pozici ve stoje. Kromě zajištění lepšího přehledu o hře, šetří tato pozice jejich kolenní klouby. Ze stoje dokáží také lépe zhodnotit a adekvátně zareagovat na blížící se gólovou situaci. Pokud ale brankář volí tento styl, musí být schopný velmi rychle zaujmout základní postavení. Tento trend je ale častější v zemích jako je Švédsko nebo Finsko, u nás brankáři volí spíše klasický postoj v kleku a do pozice ve stoje se dostávají pouze, když se hra přesouvá na polovinu soupeře. (51, 54)

Při zaujetí základní pozice by měly být hlezenní klouby pod hýžděmi a nohy v inverzi, špičkami u sebe. Tato pozice nohou zajišťuje, aby balonek neproklouzl mezi nohami do branky. (obr. č.7) Dolní končetiny musí být neustále volné a připravené k pohybu, takže váha není na kotnících, ale na kolenou. Brankář se nesmí opírat o chodidla nebo o špičky, ale pouze o nártý, jinak by omezil svojí pohyblivost. K výrazně nevýhodné pozici dojde také při sedu na patách, kdy si brankář téměř znemožní pohyb a nezabírá příliš mnoho prostoru.



Obrázek 7: Postavení dolních končetin při základním brankářském postoji (41)

Takovouto pozici musí být brankář schopen udržet po celou dobu tréninkového cvičení nebo zápasu. Jak již bylo řečeno, během zápasu záleží na tom, jak aktivní je soupeřova hra, tudíž jak často a jak dlouho musí být tato pohotovostní pozice držena. Pokud nehrozí bezprostřední nebezpečí útočné akce, má brankář možnost se z této pozice uvolnit.

Nicméně je přesto pozice brankáře velmi náročná na sílu trupu a dolních končetin, na stabilitu a výdrž příslušných svalů. Nejvíce námáhány jsou svaly trupu, stehen a hýždí. (51)

Pohyb florbalového brankáře

Brankář se během hry pohybuje ve stanoveném území, brankovišti. K tomu aby byl jeho pohyb co nejefektivnější, musí být brankář rychlý, hbitý a zároveň schopný udržet postavení, ve kterém je připraven kdykoliv zasáhnout. Přesun v brankovišti je prováděn pomocí pohybu po kolenou a holeních pomocí odrazu od špiček. (48)

Při pohybu do stran je pohyb zajišťován odrazem od špičky a kolene dolní končetiny na straně, kam se chce brankář přesunout. Pohyb doprava tak začíná pravá dolní končetina, která se, při flektovaném kolenním kloubu, nadzvedne, flektuje a zevně rotuje v kyčli, opře se o chodidlo či špičku a od té se odrazí do skluzu.(obr.č.7) Pravý kolenní kloub je poté ve flexi zhruba 100° a kyčelní kloub zůstává v zevní rotaci. Levá dolní končetina se pouze přitáhne k pravé (addukce v kyčelním kloubu) a je při pohybu ve vnitřní rotaci a mírné abdukci v kyčelním kloubu a flexi v kolenním kloubu, která je ale menší než u levé dolní končetiny. Postavení pravé špičky je v inverzi oproti špičce levé, která je v everzi.(obr.č.8 a 9) Tento pohyb se stále cyklicky opakuje a slouží k přesunům mezi tyčemi. Počet těchto cyklů potřebných pro přesun od jedné brankové tyče ke druhé závisí na tělesných proporcích a

fyzické zdatnosti brankáře. Optimálně by měly postačit maximálně dva přesuny za sebou. S jejich větším počtem roste i doba potřebná k přesunutí a brankář není schopen optimálně reagovat na případnou soupeřovu střelu.



Obrázek 8: Zahájení přesunu brankáře



Obrázek 9: Přesun brankáře

Po dokončení přesunu brankář zaujímá zmíněný základní postoj nebo zůstává v postoji, který je v podstatě konečnou fází přesunu. Velká část brankářů tuto pozici využívá jako výchozí, namísto základního postoje. Končetina na straně, ke které byl proveden přesun,

je flektována v kolenní (100° a více), abdukována a zevně rotována v kyčli a je na ní přenesena většina váhy. Slouží tak především k opoře. Druhá dolní končetina je natažená do strany a opírá se o flektované koleno. Stupeň flexe kolenního kloubu je individuální, podle potřeby a zvyklostí brankáře, ale není zde tak vysoký jako u druhé dolní končetiny. Díky pouze částečné opoře o kolenní kloub je tato končetina připravena rychle zareagovat a zahájit pohyb na druhou stranu brankoviště nebo dopředu. Při potřebě přesunout se dál ke straně opěrné končetiny je nutné přesunout váhu na druhou končetinu, aby tato mohla opět zahájit pohybový cyklus přesunu. Vzhledem k tomu, že brankář nevychází ze základního postoje, ale z pozice méně výhodné pro zahájení přesunu, je tento pohyb výrazně zkrácen. Používá se v případě, kdy brankář nemá dostatek času nebo sil na provedení optimálního přesunu.

Existuje ale také druhý typ přesouvání. Oproti výše uvedenému stereotypu zde nedochází v takové míře ke skluzu, ale brankář se pohybuje pomocí rychlého „přešlapování“ po kolenou. Pohyb zahajuje dolní končetina na straně, ke které má být přesun uskutečněn. Dochází k mírné flexi v kyčelním kloubu, nadzvednutí celé dolní končetiny, abdukci v kyčelním kloubu a opětovného položení celé dolní končetiny na zem. Druhá dolní končetina tento pohyb kopíruje, ale na místo abdukce je zde přítomná addukce. Tento způsob přesouvání je třeba provádět v poměrně rychlém tempu, aby bylo dosaženo žádoucího výsledku, a jsou tak kladeny větší nároky na fyzickou zdatnost brankáře. Na druhou stranu zde nedochází k tak velkým rotačním pohybům v kyčelních kloubech a flexi v kolenních kloubech a je snazší udržet základní postoj.



Obrázek 10: Dokončení přesunu brankáře

4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE

4.1 METODIKA VÝZKUMU

Úvod

Předmětem diplomové práce je experimentální měření změn reologických vlastností kolenních kloubů florbalových brankářů.

Diplomová práce je rozdělena na část teoretickou, kde jsem se zabývala teoretickými podklady k problematice kolenního kloubu, anatomii, kineziologií, biomechanikou, reologií a patologií v oblasti kolenního kloubu. V druhé, experimentální části se zabývám metodikou výzkumu, popisem použitých metod a zařízení a prezentuji výsledky experimentu. Pro výzkum byly použity tři metody: vyšetření pomocí bioreometru, pořízení rentgenových snímků kolenních kloubů a speciální dotazník k získání informací od probandů.

Bioreometr je speciální přístroj sestavený v laboratoři BEZ na FTVS UK. Toto zařízení umožňuje definovaným způsobem zatížit kolenní kloub při jeho pasivní flexi a extenzi a snímat a zaznamenávat při tom velikost pasivního odporu kloubu. Na výsledných křivkách byl hodnocen jejich tvar a lokální maxima křivky.

V druhé části experimentu byly pořízeny rentgenové snímky kolenních kloubů probandů, které byly hodnoceny a porovnávány s výsledky naměřenými na bioreomteru. Na snímcích byly pomocí softwaru AutoCad vyznačeny a naměřeny úhly udávající míru lateralizace a rotace pately.

Pomocí speciálního dotazníku jsme získali informace od probandů, týkající se jejich osobní, sportovní a pracovní anamnézy, historie zátěže a bolesti kolenních kloubů.

Vzhledem k tomu, že bioreometr nedokáže identifikovat odezvy jednotlivých tkání, které mají odlišné reologické vlastnosti, byla měřena odezva kolenního kloubu jako celku. Výsledky měření jsou závislé na fyzickém stavu kolenních kloubů, který je ovlivněn procesy

stárnutí, traumatem a charakterem zátěže. Na celkový výsledek tak má vliv mnoho faktorů, jako například únava nebo současný emoční stav.

Zkoumaný soubor

Popis zkoumaného souboru

Pro experiment bylo třeba vybrat probandy, kteří museli splňovat dané požadavky. Výběr se uskutečnil z florbalových brankářů figurujících v nejvyšších florbalových soutěžích v České republice, všichni byli v té době členy České florbalové unie. Probandi byli pro lepší orientaci ve výsledcích očíslováni od 1 do 13.

Identifikace zkoumaného souboru

Bylo vybráno 13 probandů, z toho 8 mužů a 5 žen. Muži byli ve věku 20 až 28 let s průměrným věkem 22,75 let. Věk žen se pohyboval mezi 15 a 28 lety s průměrem 23,8 let.

Probandi byli vybíráni podle určitých kritérií. Jedním z nich byla doba, po kterou se věnují florbalu na postu brankáře, ta musela být minimálně 5 let. Dále byli vybíráni hráči, kteří nastupují v nejvyšších soutěžích ve své věkové kategorii, tudíž absolvují větší (srovnatelný) počet tréninkových jednotek. Vybraní probandi nesměli ve svém životě podstoupit jakýkoliv chirurgický zákrok v oblasti kolenních kloubů, což byla třetí podmínka.

Použité metody

K měření reologických vlastností kolenního kloubu byl použit přístroj bioreometr. Naměřené výsledky byly zpracovány pomocí speciálního softwaru a dále upravovány v programu Microsoft Office Excel.

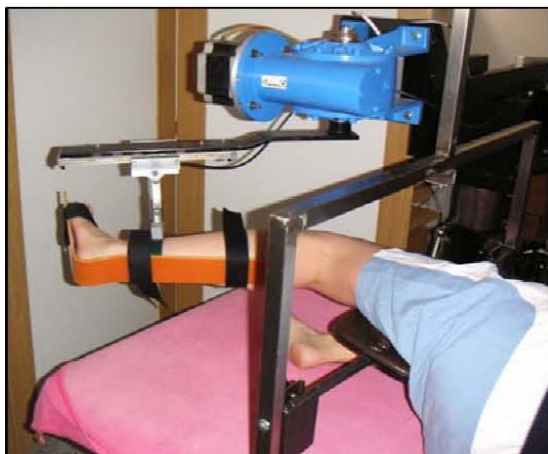
K posouzení postavení jednotlivých částí kolenního kloubu a k případné detekci strukturálních změn, použijeme vyšetření pomocí rentgenu. Rentgenové snímky byly hodnoceny pomocí programu AutoCad.

Princip metody měření na bioreometru

Bioreometr slouží k snímání mechanického odporu (momentu síly), vznikajícího v kolenním kloubu, při vynuceném pasivním pohybu kolene do flexe a extenze. Během pohybu dochází k cyklickému zatížení a uvolnění struktur kolenního kloubu, což má za následek specifickou odezvu v podobě odporu tkání kolenního kloubu. Výsledná naměřená závislost momentu síly M a úhlu flexe kolene α je reologickou odezvou pasivních silových vlastností kolenního kloubu a jeho okolí. (53)

Hodnotíme změny reologických vlastností kloubu, tudíž změny parametrů hysterezní smyčky. V tomto případě rozumíme hysterezní smyčku jako závislost odporového momentu (Nm) na úhlu flexe v kolenním kloubu mezi 10° - 90° a zpáteční extenzi. Pro výpočet používáme velikosti úhlů v obloukových jednotkách [rad].

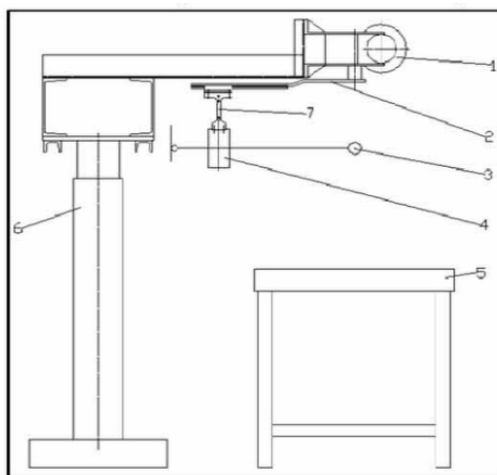
Popis přístroje, bioreometru



Obrázek 11: Obrázek reometru (Prokešová, 2008)

Součástí přístroje je i lehátko s podpěrou pro stehno, kde vyšetřovaný leží na boku. Běrec vyšetřovaného je upnut do objímky, která je nastavena tak, aby končetinu vedla co nejpřesněji podle pohybu unášedla, a aby nedocházelo k vedlejším nežádoucím pohybům. Zařízení je umístěno na výškově nastavitelném podstavci, aby bylo možné individuální nastavení podle potřeb vyšetřovaného. Rameno je poháněno krokovým motorem přes převodovku tak, že koná rotační pohyb danou rychlostí v zadaném úhlovém rozsahu. Na unášedli je umístěn siloměrný snímač s dvěma kovovými jednoosými tenzometry, které jsou zapojené do tenzometrického můstku. Tenzometr snímá odporový moment a údaje z tenzometrického můstku jsou dále zpracovány A/D převodníkem s šířkou dat 12 bitů a vzorkovací frekvencí 1kHz. A/D převodník je napojen na počítač, kde jsou data zpracovávána a pomocí speciálního softwaru upravována a zobrazovány v podobě křivek znázorňujících změny silového momentu M v reálném čase t . Pro další práci s naměřenými daty, jsou hodnoty ukládány v textové i datové podobě. (53)

Na bioreometru je možno nastavit pomocí počítače průběh pohybu, tedy amplitudu a směr zahájení pohybu, nastavit délku periody (od 1 do 225 s) a nastavit počet opakování cyklického pasivního pohybu z extenze do flexe (1 – 225 cyklů). Jeden cyklus představuje ohnutí kolene z výchozí polohy v extenzi a jeho zpětné navrácení do této polohy.



Obrázek 12: Schéma konstrukce bioreometru (Prokešová, 2008)

Postup a zásady měření

Při měření leží pacient v poloze na boku, na straně netestované dolní končetiny. Jeho vrchní dolní končetina je v přesně stanovené poloze upnuta v oblasti kotníku k pohyblivému rameni. Kyčelní kloub testované dolní končetiny byl v nulovém postavení a stehno bylo pro zajištění horizontální polohy podepřeno. Kolenní kloub vyšetřované končetiny vycházel z plné extenze. Po zajištění této polohy je vyzván k co největší možné svalové relaxaci, a to především během pasivního pohybu dolní končetiny.

Před jednotlivými měřeními bylo u každého probanda provedeno nejprve „rozcvičení“, to znamená tři úvodní cykly, které sloužili k adaptaci probanda na prováděný pohyb. Probandi byli během tohoto testování vyzváni k nácviku maximální relaxace. Naměřené hodnoty z těchto cyklů nebyly zahrnuty do výsledků měření. Následovalo pět nových cyklů, ze kterých již byly snímány hodnoty. Z těchto cyklů byl vybrán jeden, kde byl pacient schopen co nejvíce relaxovat, a křivka měla požadovaný tvar.

Měření je zcela bezbolestné. Flexe v kolenním kloubu se děje v rozsahu daleko pod fyziologickými možnostmi kloubu a velmi pomalou rychlostí (max. 5°/s). Proband má však, stejně jako vyšetřující, možnost kdykoliv přístroj vypnout a zastavit tak měření, pokud se objeví nepříjemné pocity, obavy nebo bolest. (53, 56)

Hysterezní křivka – bioreogram

Bioreometr slouží k měření celkové mechanické impedance kolenního kloubu. Z tenzometrického mostu je získáván signál, který je dále veden do počítače, kde je digitalizován a převeden na bioreogram (hysterezní křivku). Hysterezní křivka vyjadřuje závislost momentu síly na momentálním stupni úhlu flexe v kolenním kloubu a ukazuje současný stav kolenního kloubu. Všechny kloubní komponenty mají specifické reologické vlastnosti. Hysterezní křivka podává informace o stavu viskoelastických komponent kolenního kloubu.

Hysterezní smyčka je dána měřením jednoho cyklu a vzniká propojením rostoucí a klesající částí křivky. Rostoucí (horní) část křivky znázorňuje pohyb z extenze do flexe a spodní část zpáteční pohyb z flexe do extenze. Na ose x jsou zaneseny hodnoty úhlu flexe v kolenu a na ose y velikost momentu síly.

Způsoby vyhodnocení bioreogramu

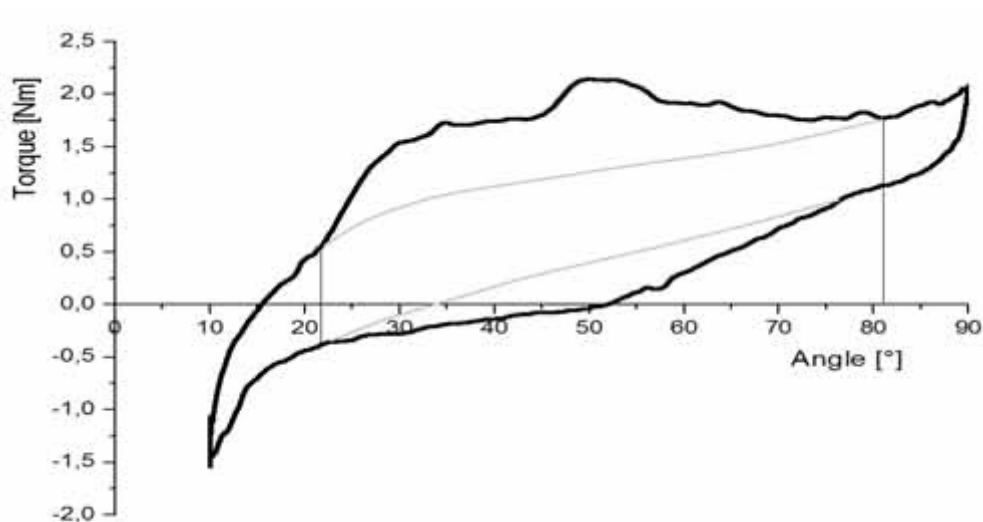
Při hodnocení bioreogramu vycházíme standardně z posouzení několika parametrů, které nám podávají informace o viskoelastických vlastnostech kolenního kloubu.

Prvním parametrem je *tuhost kolenního kloubu*, která podává informace o pasivním odporu kolenního kloubu proti pohybu do flexe a vypovídá tak o stavu vazivového a svalového aparátu. Dalším parametrem je *disipovaná energie*, což je označení pro energii ztracenou při pohybu v kolenním kloubu. Míra ztracené energie nám podává informace o tribologických podmínkách uvnitř kloubu jako je stav a postavení třecích ploch nebo kvalita synoviální tekutiny. Část energie potřebné k pasivnímu pohybu je přeměněna na teplo díky mechanickému tření mezi kompartmenty kloubu.

V některých případech může dojít k „roztřesení“ výsledné křivky, které naruší její jinak hladký průběh. Příčinou bývá přítomnost mechanické překážky v kloubu a hodnotící parametr se nazývá *efektivní amplituda výkyvu odporového momentu*. Jedná se o plochu amplitud výchylek vzhledem k hladké aproximaci, vztaženou k délce této křivky. Posledním parametrem je *expertní posouzení*, kdy je hodnocen průběh a tvar hysterézní křivky a její lokální maxima. (56, 29)

V naší studii jsme se věnovali především hodnocení průběhu hysterézní křivky, posouzení jejího tvaru a lokálního maxima. Hodnocena byla stoupající část křivky, která znázorňuje pohyb z plné extenze do flexe 90°.

Hysterézní křivka má mít ideálně monotónně stoupající průběh. To znamená, že by během jejího průběhu (bereme v úvahu stoupající část křivky, která byla hodnocena) nemělo docházet k prudkým vzestupům a už vůbec ne ke klesání. Na získaných hysterézních křivkách byl hodnocen jejich průběh právě z tohoto hlediska.



Obrázek 13: Znázornění optimálního průběhu křivky na získaném bioreogramu (Kubový)

Na obrázku 13 je do získaného reogramu zanesen očekávaný průběh křivky u kolene bez obtíží. (šedá linie).

Protože bioreometr je unikátní a ojedinělý přístroj, není zatím vypracována žádná univerzální metodika pro hodnocení získaných reogramů. Zkoumaný soubor byl navíc natolik specifický, že reogramy se významně lišily od dříve získaných během jiných studií. Proto bylo třeba sestavit vlastní metodiku hodnocení křivek. Nejzajímavější na získaných křivkách byla jejich stoupající část a její tvarové odchylky, často velmi výrazné. Naší snahou bylo tyto odchylky změřit a porovnat výsledky jednotlivých křivek, které by dále měly korelovat s nálezy na rentgenových snímcích, s klinikou.

K hodnocení tvarových výchylek křivky jsme použili vytvoření směrnice křivky k_0 vedoucí z bodu A, což je bod, ve kterém křivka protíná osu x , do bodu B, který je konečným bodem stoupající fáze křivky. Tato směrnice svírá s osou x úhel α_0 , který je dán vztahem:

$$k_0 = \operatorname{tg} \alpha_0 = \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1}$$

Kdy X a Y jsou souřadnice bodů A (index 1) a B (index2).

Druhá směrnice k spojuje bod C, který je nejvyšším bodem křivky, udává *lokální maximum*, a výše popsany bod B. Směrnice k svírá s osou x úhel α , který je dán vztahem:

$$k = \operatorname{tg} \alpha = \frac{Y_3 - Y_2}{X_3 - X_2}$$

Kdy X a Y jsou souřadnice bodů C (index 3) a B (index 2).

Získané hodnoty úhlů α_0 a α dosadíme do vztahu $\Delta\alpha = \alpha - \alpha_0$, kde $\Delta\alpha$ udává rozdíl mezi naměřenými úhly. Hodnota rozdílu velikosti úhlů by měla odpovídat průběhu křivky a měla by hodnotit míru jejích tvarových změn. Čím větší hodnotu bude mít $\Delta\alpha$, tím větší tvarové odchylky má křivka. Jde tu především o zhodnocení míry tvarové odchylky, která vypovídá o situaci v kloubu. Čím bude tvarová výchylka větší, tedy čím bude větší lokální maximum, tím menší bude úhel α daný směrnici k . S klesající hodnotou úhlu α bude stoupat hodnota $\Delta\alpha$ určující míru tvarové odchylky křivky. Tady platí přímá úměrnost, čím větší je tvarová výchylka křivky, tím větší bude $\Delta\alpha$.

Metoda hodnocení rentgenových snímků

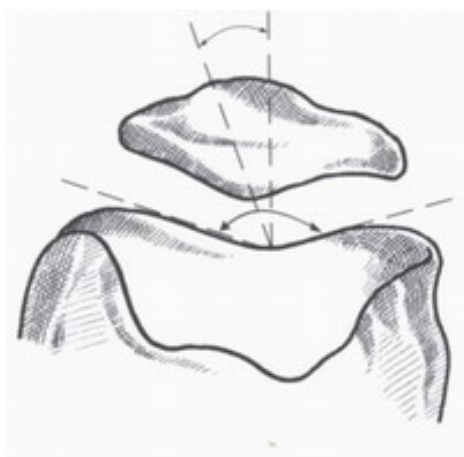
V literatuře se setkáváme s několika metodami zabývajícími se měřením poměrů v patelofemorálním skloubení. Asi nejznámější metodou je **klasifikace dle Wiberga**, která hodnotí tvar pately a její stabilitu. Khodnocení se používají axiální snímky, které jsou nejvhodnější pro zobrazení femoropatelárního kloubu. Rozlišujeme 6 typů či stupňů, kdy patela I. a II. typu je ještě stabilní, ostatní jsou již náchylné k lateralizaci či luxaci. (44)

Typ	
I.	Facety jsou stejné, mírně konkávní
II.	Mediální faceta menší, konkávní – nejčastější typ
II./III.	Mediální faceta menší, rovná
III.	Mediální faceta menší, konvexní
IV.	Mediální faceta velmi malá
V.	Mediální faceta chybí, i střední hrana chybí – <i>lovecká čapka</i>

Tabulka 1: Hodnocení pately dle Wiberga (Višňa)

Další technikou hodnotící postavení pately popsal Merchant, který hodnotí tzv. **úhel kongruence** femoropatelárního kloubu. Na snímcích se kromě úhlu kongruence znázorňuje úhel femoropatelárního žlábků, který je daný spojnicí nejvyšších bodů kondylů femuru

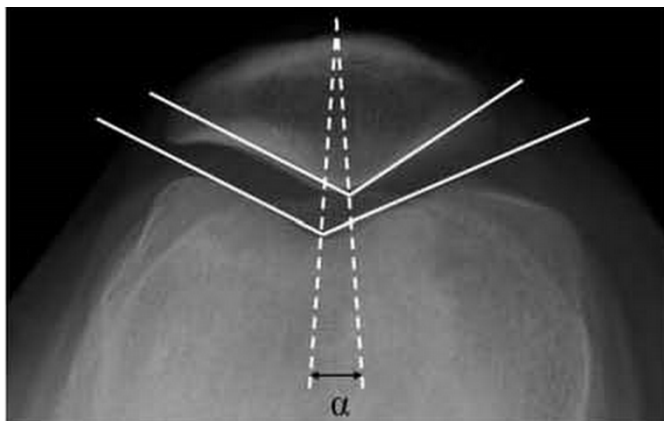
s nejkaudálnějším bodem femoropatelního žlábků. Měření femoropatelního žlábků lze použít také jako samostatnou metodu pro hodnocení postavení v patelofemorálním skloubení. Jeho hodnota by se měla pohybovat okolo 137° , s odchylkou 8° . Stabilita skloubení klesá při oploštění žlábků a zvýšení úhlu na 150° a více. (24) Femoropatelní žlábků rozdělíme na polovinu a získáme referenční linii. Úhel kongruence mezi sebou svírá referenční linie a linie spojující střed femoropatelního žlábků s nejnižším místem crista patellae. (obr.č.14) Normální hodnota úhlu by měla být pod 16° . Hodnoty převyšující tuto hranici mohou znamenat riziko recidivující subluxace pately. (44, 47)



Obrázek 14: Znázornění femorálního žlábků a úhlu kongruence (Višňa, Hartl, 2006)

Mezi další parametry, které můžeme hodnotit, patří úhel mezi laterální a mediální patelní facetou s normální hodnotou $120-140^\circ$. Čím je tento úhel větší, tím více disponuje ke vzniku chondromalacie pately. Laurin popsal metodu k měření laterálního femoropatelního úhlu. Můžeme měřit také koeficient hloubky pately nebo index pately udávající prominenci cristy patellaris.

V naší studii jsme se inspirovali částečně technikou měření dle Merchanta a zkombinovali ji s měřením úhlu mezi patelními facetami. Na snímcích jsme vyznačili úhel femoropatelního žlábků a úhel, který mezi sebou svírají kloubní plochy na patele. Tyto úhly byly pomocí AutoCadu změřeny. Dále byl vyznačen a změřen úhel α , který mezi sebou svírají osy zmíněných úhlů. Ten dává přehled míře lateralizace a zevní rotace pately. (obrázek 15)



Obrázek 15: Schematické znázornění úhlů a linií, které byly použity k hodnocení postavení pately

4.2 VLASTNÍ MĚŘENÍ A SBĚR DAT

Měření na přístroji bioreometru se uskutečnilo ve dvou po sobě jdoucích dnech, aby byly podmínky pro všechny probandy co nejvíce podobné. Probandi měli být v klidovém režimu, proto den před měřením vynechali fyzickou zátěž. Měření proběhlo v laboratoři BEZ na FTVS UK.

U každého probanda byly měření podrobeny oba kolenní klouby, hned po sobě. Měření probíhalo vleže na boku, na straně neměřené dolní končetiny. Měřená dolní končetina byla upoutána za kotník a bérce byl podložen, aby bylo možné dolní končetinu plně relaxovat. Vyšetřovaný byl vyzván k relaxaci celého těla a soustředění se na prováděný pohyb. Nejprve byly provedeny tři zkušební cykly, které sloužily k adaptaci vyšetřovaného na charakter pohybu a nácviku relaxace. Po nich následovalo 5 cyklů, ve kterých již probíhalo měření.

Rentgenové snímky byly pořízeny v ÚVN ve Střešovicích na základě žádanky od lékaře, ke kterému byli probandi odesláni na základě bolesti kolenních kloubů. Snímkování bylo provedeno v předozadní a axiální projekci zaměřené na femoropatelní kloub. Všichni probandi absolvovali u lékaře vstupní vyšetření.

Zpracování dat

Pro zpracování dat z bioreomteru byl použit software OriginPro 8.0, pro jejich další úpravu pak Microsoft Excel 2007. Touto úpravou jsme získali konečnou podobu bioreogramu, který byl dále hodnocen podle výše uvedených parametrů. Hodnocen byl průběh hysterezní křivky, její tvar a lokální maxima. Dále byly bioreogramy, získané ode všech probandů, hodnoceny z hlediska vzájemné podobnosti a porovnávány s nálezy na rentgenových snímcích.

4.3 VÝSLEDKY

Výsledky dotazníků

Probandům byly dány k vyplnění dotazníky týkající se jejich anamnézy, zaměstnání, předchozí a současné sportovní zátěže, zvláštní důraz byl kladen především na zátěž při florbalu. Dále byli probandi dotazováni ohledně regenerace a kompenzace florbalové zátěže a používání různých pomůcek a chondroprotektiv. V neposlední řadě se otázky v dotazníku týkaly bolesti kolenních kloubů.

Z prodělaných onemocnění a úrazů se ve dvou případech vyskytla infekční mononukleóza a šest probandů utrpělo opakované distorze hlezenních kloubů. V zaměstnání nebo ve škole tráví vyšetřované osoby průměrně 6,5 hodiny denně a z toho 1,5 hodiny v pohybu. Nikdo neuvedl, že by jeho zátěž v zaměstnání byla výrazněji náročná na kolenní klouby. Jedinou výjimkou byl proband číslo 6, který je studentem FTVS, obor tělesná výchova a sport a tráví tak průměrně 1,5 hodiny denně v pohybu, často náročném na kolenní klouby. Co se týká sportovní anamnézy předcházející florbalovou kariéru, nejčastěji byla uvedena moderní gymnastika (3 probandi), provozovaná v průměru 4,67 roku. Dalším uváděným sportem byl fotbal (3 probandi), kterému se probandi věnovali v průměru 4,5 roku. Z ostatních sportů nebyly uvedeny žádné, které by výrazněji zatěžovaly kolenní klouby.

Doba, po kterou se vyšetřované osoby věnují florbalu na pozici brankáře, se pohybovala od 5 do 14 let, v průměru to pak bylo 9,5 roku. Frekvence a délka tréninků se pohybovala od 2x - 4x týdně, 1,5 – 2hodiny. Průměrná frekvence tréninků pak byla 3,2x týdně a průměrná doba trvání byla 1,7 hodiny. Z tréninkového času probandi trávili 40-90 minut

v brankářském postoji, průměrně 71 minut. Četnost utkání byla 1-2 utkání ve dvou týdnech, trvající průměrně 56,7 minut.

U dotazů týkajících se regenerace a kompenzace zátěže, uvedla polovina probandů, že nemá v rámci klubu nebo týmu tuto možnost a druhá polovina uvedla možnost společných návštěv bezénu, wirpoolu a fitness centra.

Vyjma tří probandů uvedli všichni zúčastnění, že pociťují bolest kolenních kloubů. Ve všech deseti případech se bolest objevuje při a/nebo po zátěži kolenních kloubů. Například po dlouhodobé zátěži ve flexi, dlouhodobém běhu nebo jízdě na kole. Nejčastější lokalizace bolesti byla popisována na „přední“ straně a „uvnitř“ kolene a bolest se objevuje vždy při zátěži a u poloviny probandů přetrvává i v klidu. Úlevovou pozici popisuje všech 10 probandů s bolestmi jako klid s „natažením“ v kolenním kloubu. Natažením není ovšem míněna plná extenze v kolenním kloubu. Osm probandů již někdy bolest donutila přerušit na určitou dobu (týden-měsíc) florbalovou činnost během sezóny.

	muži		ženy		celkem	
	rozmezí	průměr	rozmezí	průměr	rozmezí	průměr
BMI	23,4-25,4	23,6	20,7-26	23,1	20,7-26	23,3
věk	20-28	22,8	15-28	23,8	15-28	23,2

Tabulka 2: Věk a BMI probandů

	Florbalová činnost (r)	Frekvence treninků/ týden	Délka treninků (h)	Doba v brankářském postoji během tréninku (min)	Četnost utkání/14 dní	Doba trvání utkání (min)
rozmezí	5 – 14	2 - 4 x	1,5 - 2	40 – 90	1 – 2x	45 – 60
průměr	9,5	3,2 x	1,7	71	1,67x	56,7

Tabulka 3: Zmapování florbalové zátěže probandů

	Ano	Ne	V závislosti na zátěži	V klidu	Doba trvání (průměr)	Klid	Extenze
Bolest	10	3	10	5	4,3 roku		
Úlevová poloha						7	8

Tabulka 4: Zmapování bolesti kolenních kloubů (čísla uvádí počet probandů)



Obrázek 16: graf znázorňující četnost výskytu bolestí kolenních kloubů u dotázaných

Jednotlivá měření

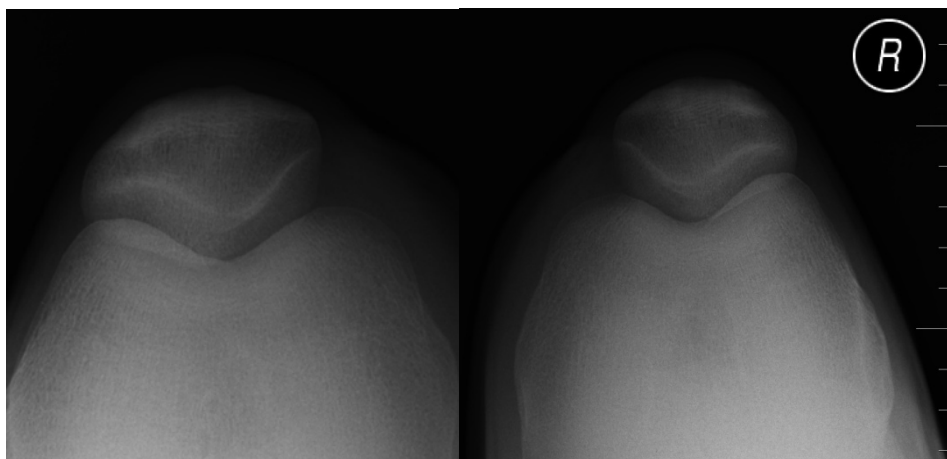
K demonstraci výsledků experimentu byli vybráni čtyři probandi, jejich hysterézní křivky a rentgenové snímky. Vybráni byli především právě pro nejzdařilejší rentgenové snímky, které u ostatních nejsou zcela jasné. Ale jak rentgenové snímky, tak hysterézní křivky znázorňují různé stupně dysplazie pately.

Proband č. 1

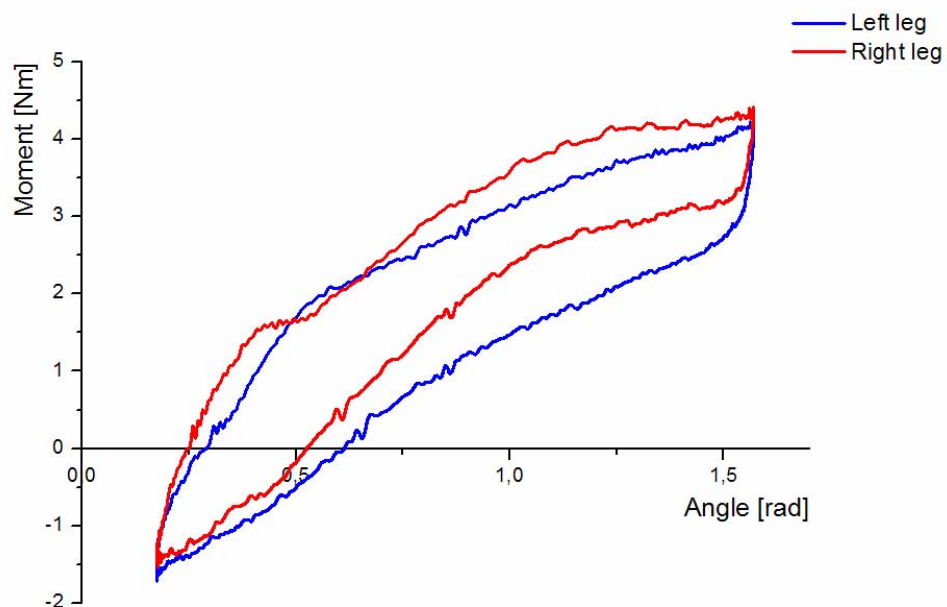
Věk	23 let
Pohlaví	Muž
BMI	23,7
Věnuje se florbalu	8 let
Tréninky (frekvence, týdně)	2x 1,5h
Bolest	Anteriorně, patella, ranní ztuhlost, po zátěži
Preference dolní končetiny	Levá

Tabulka 5: Přehled výsledků měření u probanda č.1

DK	úhel mezi patelárními facetami/°	Úhel femorálního Žlábku/°	Úhel mezi Osami/°	α_0	α	$\Delta\alpha$
L	156	107	5	73	65	8
P	155	105	9	73	68	5



Obrázek 17: Rentgenové snímky kolenních kloubů probanda č.1



Obrázek 18: Bioreogramy kolenních kloubů probanda č.1

U probanda číslo 6, vidíme strmý vzestup a změnu tvaru hysterezní křivky v iniciální části pohybu (zhruba mezi 10-25° flexe). Po vzestupu následuje chvilkový pokles, což neodpovídá předpokládanému monotónnímu stoupání křivky. Další průběh křivky je již v normálu. Tento nález zřejmě odpovídá pouze lehké patologii v postavení FP kloubu, znázorněné na rentgenovém snímku. Jako svojí preferovanou končetinu uvedl proband levou dolní končetinu a právě na této končetině nacházíme větší patologii na rentgenových snímcích. Tvarové změny hysterezní křivky jsou také výraznější v případě pravého kolenního kloubu.

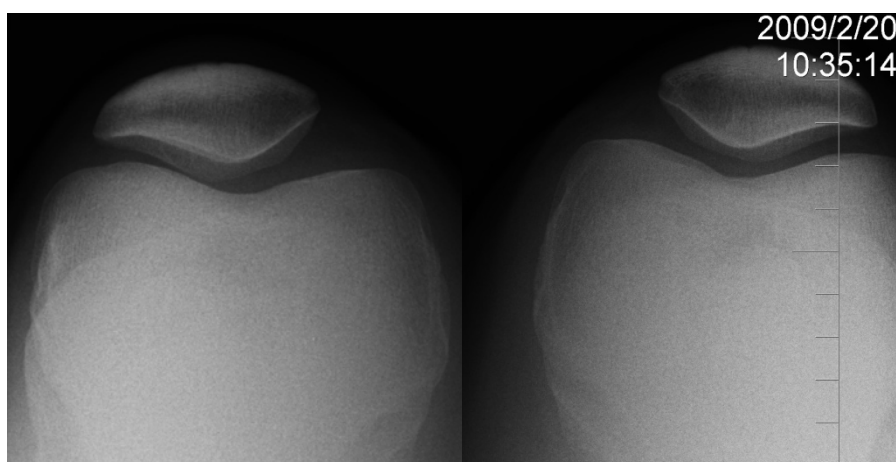
Proband č. 2

Tabulka 6: Přehled údajů o probandovi č.2

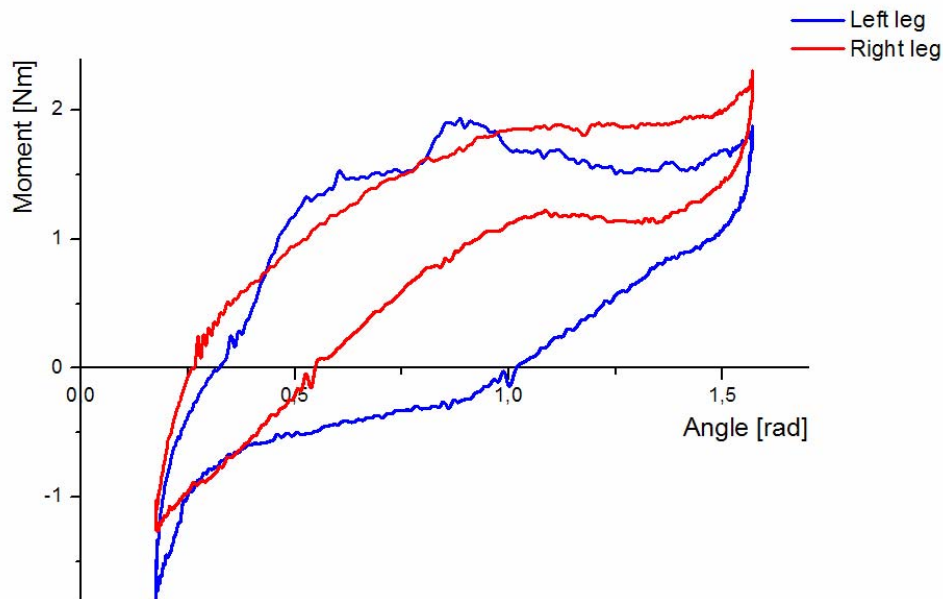
Věk	20 let
Pohlaví	Muž
BMI	23,4
Věnuje se florbalu	5 let
Tréninky (frekvence, týdně)	4x 1,5h
Bolest	Proměnlivá lokalizace, po zátěži
Preference dolní končetiny	Pravá

Tabulka 7: Přehled výsledků měření u probanda č.2

DK	úhel mezi patelárními facetami/°	Úhel femorálního Žlábků/°	Úhel mezi Osami/°	α_0	α	$\Delta\alpha$
L	121	145	11	56	3	53
P	123	140	8	59	39	20



Obrázek 19: Rentgenové snímky kolenních kloubu probanda č.2



Obrázek 20: Bioreogramy kolenních kloubů probanda č.2

I v tomto případě pozorujeme na obou hysterezních křivkách strmý nárůst na jejich počátcích, mezi prvními 10° a 20° flexe. V případě křivky levého kolenního kloubu je další strmý vzestup a změna tvaru znázorněna mezi 25° až 55° flexe. V závěrečném úseku křivky, představujícím ukončení flekčního pohybu, mezi 85 až 90° flexe, je opět patrný mírný vzestup. Tato hysterezní křivka ve svém průběhu několikrát stoupá a klesá, což opět neodpovídá předpokládanému průběhu křivky. Křivka pravého kolenního kloubu má relativně klidný průběh, bez výraznějších tvarových změn, pouze začátek je příliš strmý.

Rentgenový snímek v tomto případě odhalil také patologii v postavení pately ve femoropatelním skloubení, která je výraznější než u předchozího probanda. Laterální faceta se zdá být větší oproti mediální a patela je celkově lateralizována. V případě tohoto probanda jsme našli výraznější patologii v postavení a tvaru pately na rentgenovém snímku levého kolenního kloubu. Stejně tak tvarové odchylky v průběhu hysterezní křivky měřené na levém kolenním kloubu byly nápadnější. Jako dominantní končetina zde však byla označena pravá dolní končetina, na které byla shledána patologie menší.

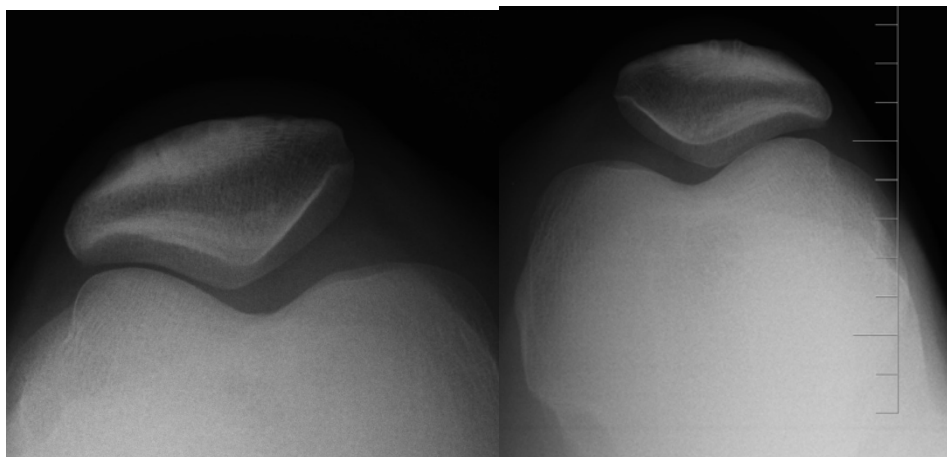
Proband č. 3

Tabulka 8: Přehled údajů o probandovi č. 3

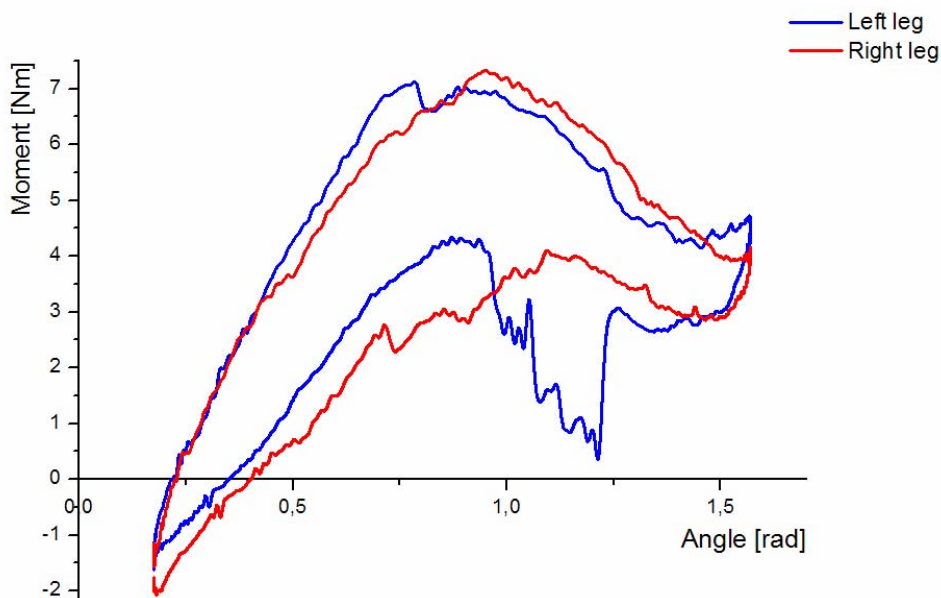
Věk	22 let
Pohlaví	Muž
BMI	25,4
Věnuje se florbalu	11 let
Tréninky (frekvence, týdně)	4x 1,5h
Bolest	Laterální strana P kolenního kloubu
Preference dolní končetiny	Pravá

Tabulka 9: Přehled výsledků měření u probanda č.3

DK	úhel mezi patelárními facetami/°	Úhel femorálního Žlábku/°	Úhel mezi Osami/°	α_0	α	$\Delta\alpha$
L	114	115	7	74	-72	146
P	120	120	13	71	-80	151



Obrázek 21: Rentgenové snímky kolenních kloubů probanda č.3



Obrázek 22: Bioreogramy kolenních kloubů probanda č.3

Na tomto bioreogramu vidíme velkou podobnost obou křivek a především jejich prudký vzestup od počátku do 55° flexe. V dalším průběhu obě křivky naopak strmě klesají až k 90° flexe, kdy byl pohyb ukončen. Tento tvar křivky je v celém jejím průběhu odlišný od předpokládaného monotoně stoupajícího průběhu a v tomto případě se navíc hodnoty momentu síly pohybují v mnohem vyšších hodnotách než u ostatních probandů.

Rentgenový snímek pravého i levého kolenního kloubu poukazuje již na výraznou patologii v postavení pately, která je lateralizována, laterálně sešikmena a je zde nepoměr mezi patelárními facetami. Mediální faceta se zdá být menší a dostává se lehce do horizontálního postavení. Poměr facet ale může být zkreslen rentgenovým snímkem. Míra lateralizace pately je zde taková, že patela již není v femoropatelárním žlábků, ale laterálně jej přesahuje.

V tomto případě byl patologický nález velice podobný na rentgenových snímcích obou kolenních kloubů. Také tvarové odchylky získaných hysterezních křivek byly bilaterálně podobně výrazné.

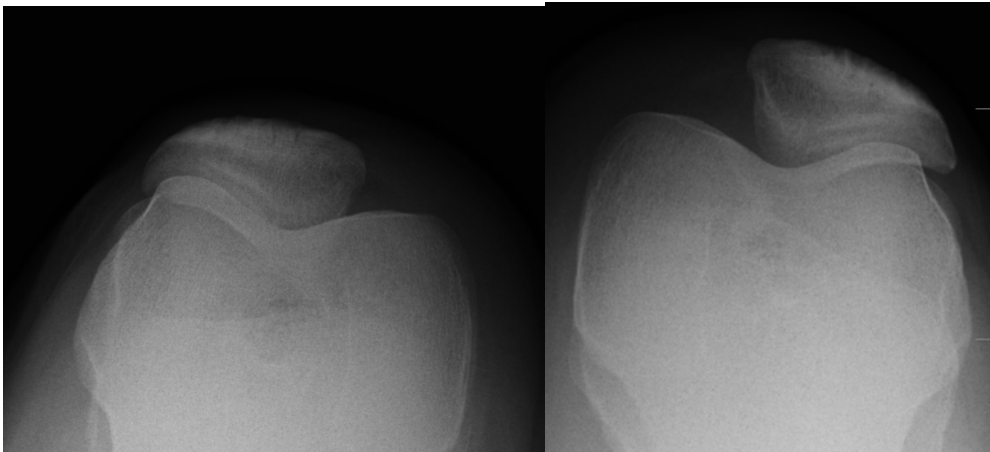
Proband č. 4

Věk	28 let
Pohlaví	Žena
BMI	24,3
Věnuje se florbalu	11 let
Tréninky (frekvence, týdně)	4x 1,5h
Bolest	P strana P kolenního kloubu, uvnitř kloubu
Preference dolní končetiny	Pravá

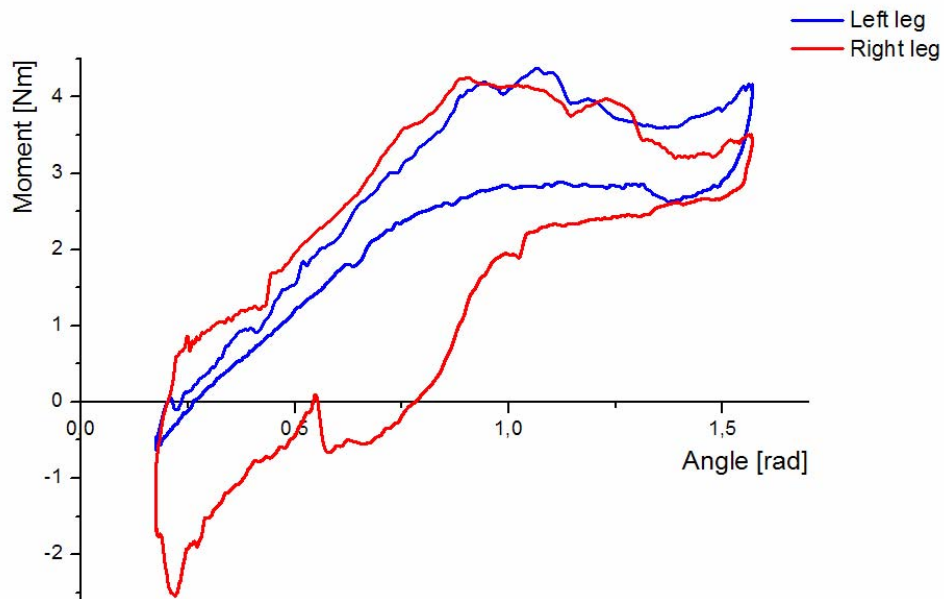
Tabulka 10: Přehled údajů o probandovi č.4

DK	úhel mezi patelárními facetami/°	Úhel femorálního Žlábků/°	Úhel mezi Osami/°	α_0	α	$\Delta\alpha$
L	117	130	12	72	-17	89
P	99	123	21	68	-50	118

Tabulka 11: Přehled výsledků měření u probanda č.4



Obrázek 23: Rentgenové snímky kolenních kloubů probanda č.4

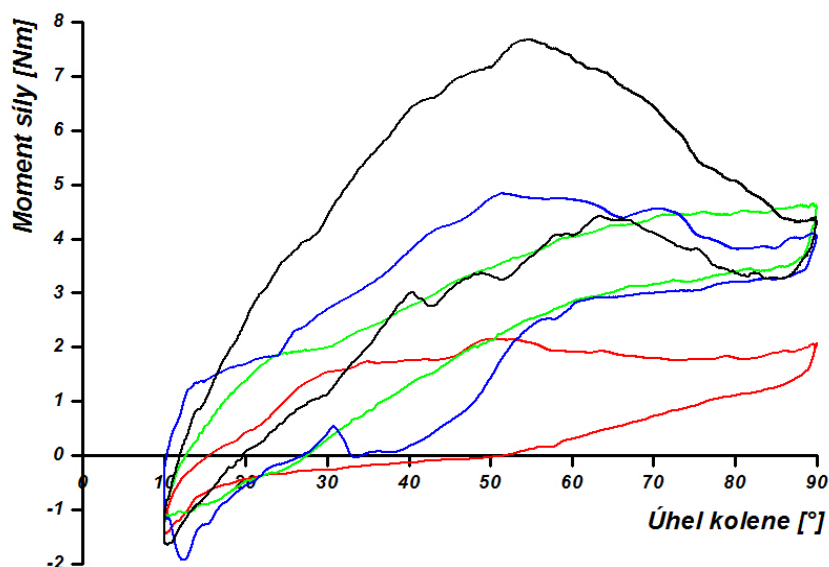


Obrázek 24: Bioreogramy kolenních kloubů probanda č.4

Tento proband byl vybrán jako demonstrace nejvýraznější odchylky v tvaru hysterezní křivky a nálezu zřejmě nejtěžší patologie v postavení pately, v naší studii. Proband si stěžuje na bolesti pravého kolenního kloubu, především na jeho laterální straně a uvnitř kloubu. Bolest se vyskytuje pouze v pohybu, například při delším běhu, jízdě na kole. Úlevovou polohou je mírná flexe a klid.

Na rentgenovém snímku vidíme výraznou lateralizaci pately s přesahem přes laterální okraj femoropatelního žlábků, mediální faceta je téměř v horizontálním postavení a zdá se být výrazně menší než laterální, což může být dáno zkreslením při rotaci pately.

Při trvajícím nepoměru v zatížení patelárních facet, kdy dochází k přetěžování facety laterální, může dojít ke zmenšování mediální facety. To je ovšem dlouhodobější proces a nepředpokládáme ho u jedinců kolem 20 let věku. U posledního zmíněného probanda by se ale už dala určitá přestavba očekávat, Vzhledem k věku 28 let a době trvání sportovní florbalové zátěže 11 let, bychom mohli najít i strukturální změny kolenních kloubů.



Obrázek 25: Prolínající se bioreogramy uvedených čtyřech probandů

Výsledky experimentu

Experimentu bylo podrobena 13 florbalových brankářů, kteří pravidelně podstupují výraznou zátěž kolenních kloubů. 10 ze 13 probandů uvedlo v dotazníku, že trpí bolestí kolenních kloubů různé intenzity a různého výskytu. Ve všech případech se jedná o bolest dlouhodobou, trvající minimálně 2 roky. Ohledně lokalizace bolesti se odpovědi jednotlivých probandů lišily. Příčinou je pravděpodobně nemožnost bolest přesně lokalizovat pro její proměnlivost, což dva z dotázaných přímo uvedli ve svých odpovědích. Jako místa největší bolesti byla uváděna anteriorní a laterální strana kolenního kloubu a oblast pod kolenem. Výskyt bolesti je u všech případů závislý na zátěži, především dlouhodobějšího charakteru. Úlevová poloha pomáhající od bolesti je naproti tomu především klid, nejlépe s končetinou extendovanou v kolenním kloubu.

Měření na bioreometru proběhlo v prosinci 2008, ve dvou po sobě jdoucích dnech, z důvodu zajištění co nejvíce podobných podmínek. Všichni probandi snášeli vyšetření velmi

dobře a ochotně spolupracovali. Pouze u probanda číslo 10 se v průběhu vyšetření objevila bolest kolenních kloubů, více vpravo.

Vyšetření pomocí rentgenu proběhlo v ÚVN v lednu 2009, v maximálním intervalu měsíc od měření na bioreometru. Všichni probandi byli vyšetřeni lékařem a odesláni na rentgenové vyšetření, kde bylo provedeno snímkování v předozadní a axiální rovině. Bohužel ne všechny snímky byly pořízeny ze správných úhlů, shodných pro všechny snímky. Některé z nich proto nemohly být použity pro hodnocení.

Hodnocení bioreogramu

Posouzení tvaru hysterezní křivky

Všechny bioreogramy, získané z naměřených dat, vykazují určité tvarové změny oproti předpokládanému průběhu křivky, který má být monotónně stoupající. I když se tyto změny projevují u každého probanda v jiné míře, jejich charakter zůstává stejný nebo podobný. Jedná se o tvarové změny v iniciální fázi pohybu, kdy dochází k flektování kolenního kloubu, které jsou patrné u všech probandů. Dále pak o další změny tvaru v průběhu stoupající části křivky, které se již u jednotlivých probandů více liší. Pro tento experiment jsme se rozhodli hodnotit právě tuto část pohybu, pohyb z extenze do flexe, která je znázorněna horní částí hysterezní křivky.

K určitým změnám v tvaru hysterezní křivky došlo u všech naměřených kolenních kloubů. Projevují se, jak již bylo zmíněno, především v iniciální části pohybu, mezi 4 a 35 stupni flexe, dále pak mezi 40 a 60 stupni. Křivka tak má velmi neobvyklý tvar a neodpovídá žádné známé diagnóze, která byla dosud hodnocena na přístroji bioreometr. Poměrně prudký nárůst křivky v počáteční fázi pohybu (z extenze do flexe) odpovídá zvýšenému odporu v této části pohybu, který musí být překonán pro další pokračování pohybu. Zhruba ve 30° flexe, kdy je odpor pravděpodobně překonán, křivka opět klesá a pohyb pokračuje plynule dál. Následný plynulý pohyb jsme zaznamenali pouze u 2 probandů. U ostatních došlo v dalším průběhu křivky k opakovaným nárůstům křivky odpovídajícím rostoucímu odporu v kolenním kloubu. Odpor může být způsoben jakoukoli překážkou v kolenním kloubu, způsobenou degenerativními či funkčními změnami.

Hodnocení velikosti tvarové odchyly křivky

Míra tvarové odchyly byla měřena pomocí naší metodiky, která je uvedena na začátku experimentální části práce. Výpočtem jsem získala směrnice průběhu hysterezní křivky. Jedna směrnice určovala průběh křivky, od místa kdy procházela osou x do 90° flexe. Druhá směrnice byla dána nejvyšším bodem křivky, lokálním maximem a opět bodem v 90° flexe. První směrnice k svírá s osou x úhel α_0 a druhá α . Rozdíl obou úhlů ($\Delta\alpha = \alpha_0 - \alpha$) udává míru tvarové odchyly. Čím větší je $\Delta\alpha$ tím větší je tvarová odchyly v průběhu křivky.

Pravá			Levá			
	úhel $\alpha_0/^\circ$	úhel $\alpha/^\circ$	rozdíl/ $^\circ$	úhel $\alpha_0/^\circ$	úhel $\alpha/^\circ$	rozdíl/ $^\circ$
2	59	39	20	56	3	53
1	73	68	5	73	65	8
4	68	-50	118	72	-17	89
3	71	-80	151	74	-72	146
5	58	45	13	71	35	36
6	55	41	14	56	20	36
7	75	72	3	74	-29	103
průměr	66	19	46	68	0,7	67

Tabulka 12: Tabulka naměřených úhlů a jejich rozdílů – hodnocení hysterezních křivek (tmavě jsou označeni probandi , kteří byli jednotlivě demonstrováni)

Hodnocení dosažených minim a maxim momentu síly

K posouzení míry odchyly změn hysterezních křivek bylo použito i hodnocení dosaženého minima a maxima momentu síly. Každá křivka se totiž pohybovala v jiných hodnotách. Křivky, jejichž maximum dosahovalo nejvyšších hodnot, byly ty, u kterých byla shledána nejvýraznější tvarová odchyly.

Rozpětí hodnot momentu sil (N/m)				
proband	L		P	
2	-1,6621	1,93498	-1,23039	2,30745
3	-1,53756	7,13227	-1,56826	7,32768

4	-0,63502	4,37983	-1,56548	4,25367
5	-0,98511	2,98493	-0,60874	1,95856
6	-1,35202	1,94292	-1,06483	2,01059
7	-1,66036	4,69206	-1,4788	4,35489
průměr	-1,33628	3,899316	-1,28717	3,805041

Tabulka 13: Tabulka minimálních a maximálních hodnot momentu síly (N/m) (tmavě jsou zobrazeni probandi, kteří byli jednotlivě prezentováni)

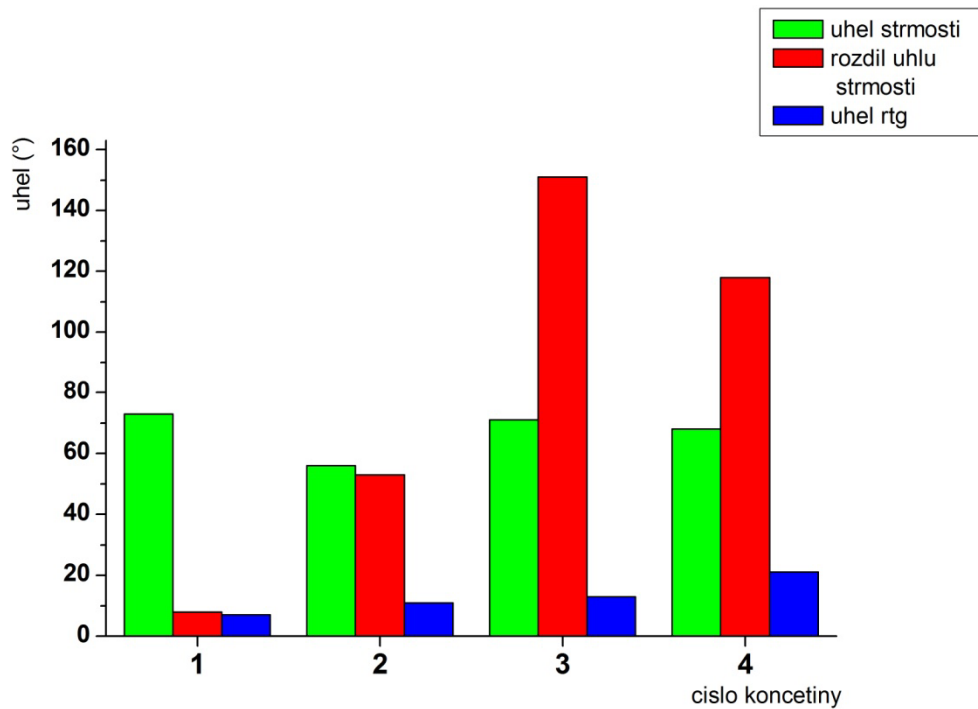
Hodnocení rentgenových snímků

Jak už bylo uvedeno, ne všechny pořízené snímky bylo možné použít pro hodnocení postavení ve femoropatelním kloubu. Na snímcích, které byly vybrány a použity, je patela ve všech případech více či méně lateralizována.

Proband č.	DK	Úhel mezi patelárními facetami/ °	Femorální úhel/ °	Úhel mezi osami/ °
1	L	97	119	7
	P	98	103	7
2	L	121	145	11
	P	123	140	8
3	L	114	115	7
	P	120	120	13
4	L	117	130	12
	P	99	123	21
5	L	90	110	20
	P	95	112	15
6	L	80	103	13
	P	103	94	17
7	L	156	107	5
	P	155	105	9
průměr	L	111	118	11
	P	113	114	13
průměr	celkem	112	116	12

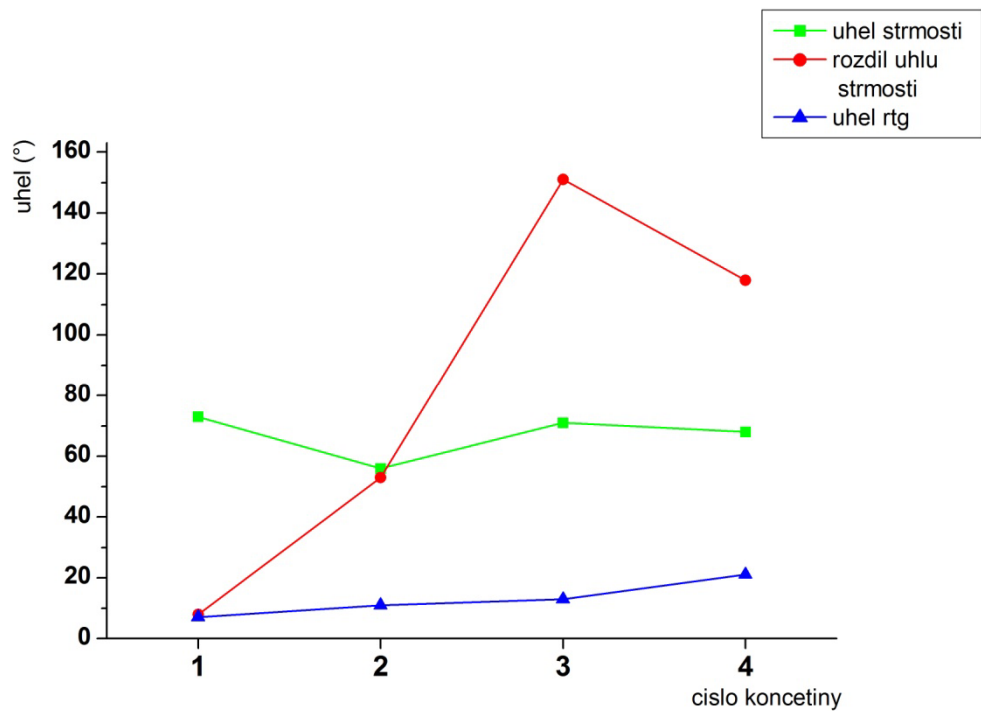
Tabulka 14: Tabulka hodnot úhlů naměřených na RTG snímcích (tmavě jsou zobrazeni probandi, kteří byli jednotlivě demonstrováni)

Porovnání jednotlivých výsledků

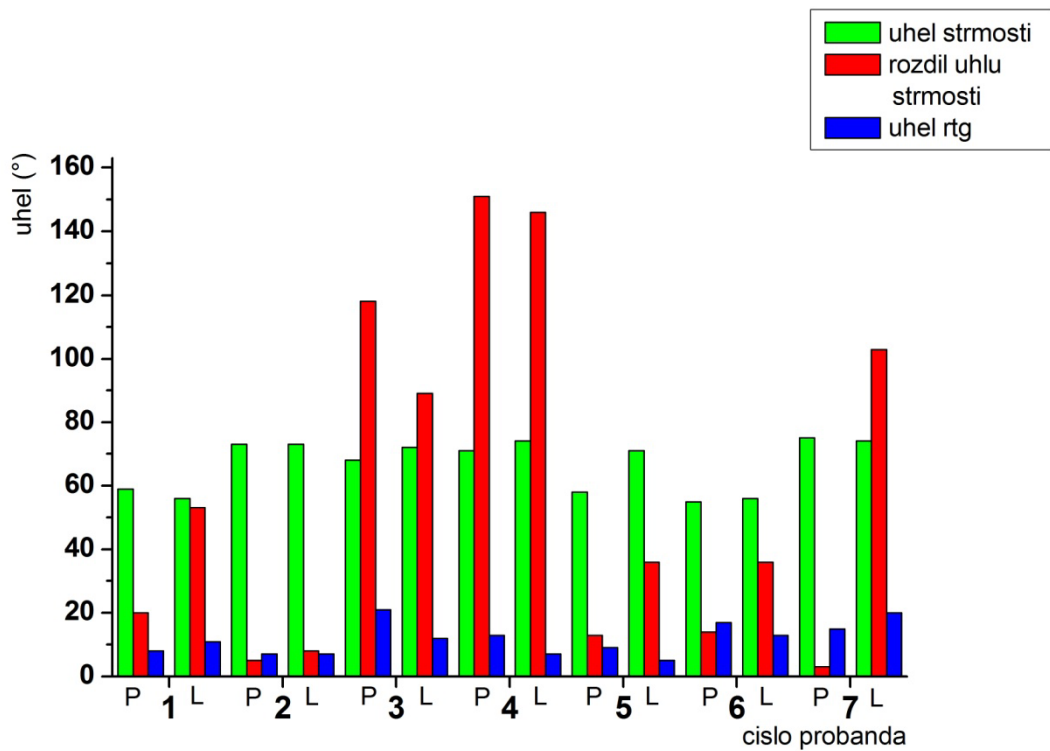


Obrázek 26: Porovnání výsledků jednotlivých metod u probanda č.2 (končetina 1,2) a č.3 (končetina 3,4)

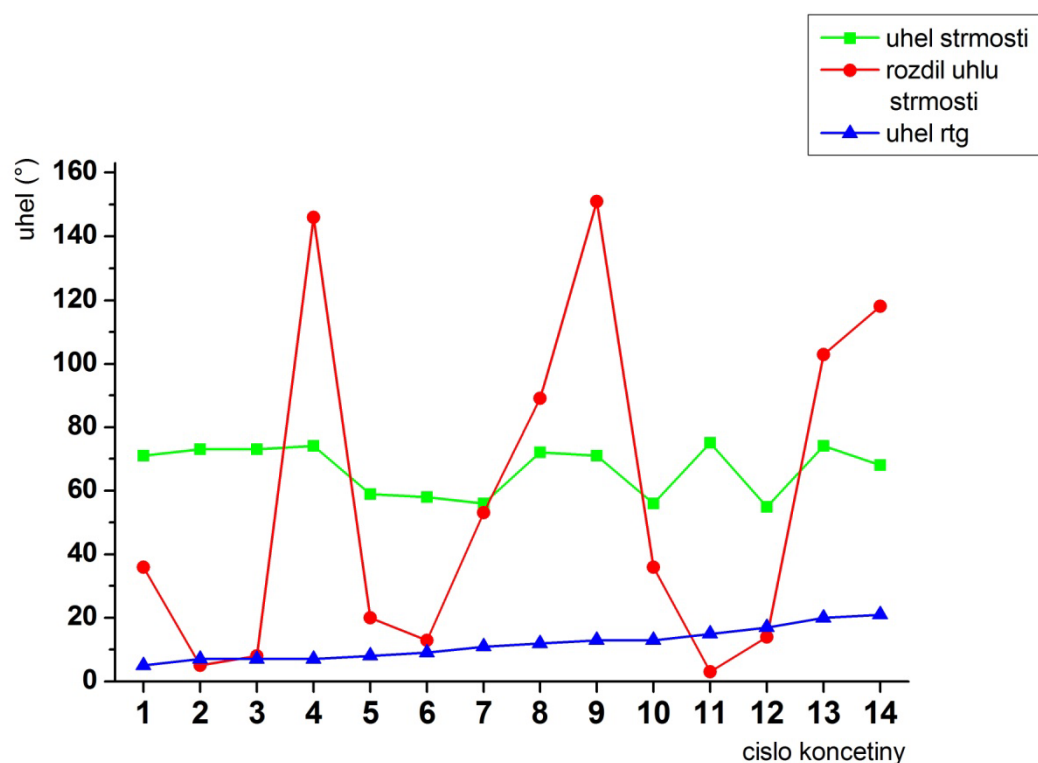
V grafu je znázorněn vztah výsledků jednotlivých metod u probanda č.2 a č.3, u kterých byly jasné obrysy na rentgenových snímcích a mohly být jasně hodnoceny. Stejně tak výsledné hysterezní křivky byly dobře hodnotitelné.



Obrázek 27: Porovnání jednotlivých výsledků u probandů č.1 (končetina 1,2) a č.2 (končetina 3,4)



Obrázek 28: Graf zobrazující vztah výsledků jednotlivých metod u probandů č.1-7



Obrázek 29: Porovnání všech výsledků u probandů č.1-7, zobrazení jednotlivých končetin

Na prvním grafu (obr.č.28) je zobrazen vztah výsledků jednotlivých metod u probandů 1-7. U prvních dvou probandů vidíme hodnoty odpovídající pouze lehké dysplazii, která je patrna i na rentgenových snímcích. Naopak u probanda číslo 3 a 4 je znázorněn především nárůst rozdílu úhlu strmosti, který určuje míru tvarové odchylky. Proband číslo 7 vykazuje také přítomnost tvarových odchylek. Tento proband nebyl demonstrován jednotlivě, z důvodu špatné čitelnosti rentgenových snímků.

Všichni probandi			
	alfa 0	delta alfa	alfa rtg
alfa 0		0,34	-0,06
delta alfa			0,31
alfa rtg			

Tabulka 15: korelační koeficient mezi naměřenými úhly u všech probandů (žlutá-nízký korelační koeficient, modrá- nekoreluje)

Proband 1-4			
	alfa 0	delta alfa	alfa rtg
alfa 0		0,13	-0,04
delta alfa			0,7
alfa rtg			

Tabulka 16: korelační koeficient mezi naměřenými úhly u vybraných probandů č.1-4 (modrá-nekoreluje, červená – silná korelace)

V tabulkách č.16 a 17 jsou uvedeny hodnoty korelačních koeficientů mezi naměřenými hodnotami úhlů. Hodnoceny byly úhly alfa 0, udávající strmost hysterezní křivky, delta alfa, udávající míru tvarové odchylky křivky a alfa rtg udávající míru lateralizace pately. Jak je z tabulek patrné míra korelace je nízká. Vysoká korelace se projevila pouze mezi alfa rtg a delta alfa u čtyřech vybraných probandů.

5 DISKUZE

Bolesti kolenních kloubů jsou velmi častým problémem postihujícím v podstatě všechny věkové kategorie. Setkáváme se s nimi už v dětském věku, u dospívajících, lidí středního věku a jejich výskyt přibývá s narůstajícím věkem. V neposlední řadě trápí problémy s kolenními klouby sportující jedince. Ať už se jedná o rekreační nebo vrcholové sportovce, bolesti kolenních kloubů často limitují sportovní výkonnost a jsou příčinou mnoha stesků.

V literatuře je tato problematika velmi diskutovaným tématem. Bylo již vydáno mnoho publikací a článků zabývajících se především nejrůznější patologií v oblasti kolenních kloubů, její symptomatologií a možnou léčbou. Stejně tak neustále probíhají nejrůznější výzkumy, studie a pokusy ozřejmit vznik patologií kolenního kloubu. Co je příčinou tak častých bolestí kolenních kloubů a jak jejich vzniku můžeme předejít.

Naše studie byla zaměřena na bolest kolenních kloubů u florbalových brankářů, která je velmi častá. Je spíše vyjímkou, když florbalový brankář po určité době věnované tomuto sportu, nepocítuje žádné obtíže tohoto rázu. Vzhledem k tomu, že florbal je velice mladým sportem a na postech trenérů zde působí lidé, kteří nemají ve většině případů odborné znalosti, málokdo věnuje této problematice pozornost. Florbalový brankář a bolest kolenních kloubů je bráno téměř za nerozlučnou dvojici. Hráč, který si volí tento post, musí počítat s tím, že dřív či později se obtíže dostaví a ve většině případů mu s nimi nikdo nepomůže. Mnoho brankářů si tak prošlo a prochází obdobím, kdy je bolesti kolen limitují v tréninku, je jim doporučeno, a někdy to pro bolest ani jinak nelze, vynechat na určitý čas sportovní aktivitu. Veškerá terapie tak často spočívá pouze v dodržování klidového režimu, léčbě analgetiky a chondroprotektivy a často jsou předepisovány ortézy. V současné době je již častěji předepisována i rehabilitační léčba, která má v tomto případě zřejmě největší smysl.

V mojí práci jsem se pokusila dokázat, že bolesti kolenních kloubů u florbalových brankářů mají svůj původ právě ve specifické sportovní činnosti. Snažila jsem se zobjektivizovat změny, které se následkem této činnosti v kolenních kloubech odehrávají.

První hypotéza byla postavena na osobních zkušenostech a předpokladu, že u florbalových brankářů je častý výskyt bolestí kolenního kloubu. Proto jsem předpokládal **přítomnost bolestí kolenních kloubů u hodnocených probandů**. Tato hypotéza byla

potvrzena díky informacím získaným z dotazníků. Z 13 dotázaných probandů odpovědělo 10, že bolestmi kolenních kloubů trpí.

Jako druhou hypotézu jsem si stanovila, že **parametry hysterezní křivky kolenního kloubu florbalového brankaře naměřené na reometru se specificky liší od „zdravého“ kolenního kloubu**. Tady se vyskytuje problém s pojmem „zdravé koleno“, který je těžko definovatelný, spíše abstraktní. Zdravé koleno v podstatě neexistuje. Dal by se za něj považovat kolenní kloub bez subjektivních obtíží a objektivních nálezů. Ale každý člověk je individuum a každé tělo a jeho části jsou odlišné. Pokud bychom probandy s takovými „zdravými koleny“ podrobili měření na bioreometru, pravděpodobně získáme u každého odlišnou křivku, danou právě individuálními odlišnostmi tkání. Proto ani není možné stanovit normu křivky, podle které by se daly jednoduše naměřené křivky hodnotit. Víme však, že hysterezní křivka by měla mít monotónně stoupající charakter, bez prudkého vzestupu či dokonce klesání. Mluvíme-li o její vzestupné části, jejímž hodnocením jsem se zabývala. Hodnotila jsem tedy průběh naměřených křivek s jejich předpokládaným ideálním průběhem.

Při stanovování hypotézy jsem vycházela z předpokladu, že dlouhodobá zátěž kolenních kloubů v popsáných pohybových stereotypech, může mít vliv na tkáň kolenního kloubu a ovlivňovat jejich funkci, případně strukturu. Což následně ovlivní reologické vlastnosti kolenního kloubu. Vzhledem ke specifitě pohybových stereotypů florbalových brankářů, jsem předpokládala změny reologických vlastností, které by se daly označit za typické pro tento soubor. Změny reologických vlastností pak mohou mít nejrůznější příčiny. V důsledku zvýšené zátěže na patelofemorální kloub můžeme očekávat degenerativní změny chrupavky, které mohou zvyšovat odpor během pohybu v kolenním kloubu. Pohybové stereotypy jsou výrazně jednostranné, zatěžující vždy jednu končetinu více a nesymetrické co se týká zátěže laterální a mediální strany kolenního kloubu. Na jedné dolní končetině jsou přetěžovány abduktory kyčle a na druhé adduktory a dá se předpokládat výrazná inkoordinace mezi hlavami m. quadriceps femoris. Tyto funkční změny mohou rovněž ovlivnit reologickou odezbu kloubu. (20, 2, 16)

Zdá se, že příčiny zvýšeného odporu během pohybu z extenze do flexe kolenního kloubu u florbalových brankářů, můžeme souhrně označit jako patelofemorální syndrom. Ten je v literatuře velice probíraným tématem, ale i tak zůstává velkou neznámou. Mnoho autorů se pokoušelo o zjištění přesné etiologie syndromu, o objektivizaci poměrů v patelofemorálním kloubu, ale ne vždy s úspěchem a jasnými výsledky. V čem se autoři shodují, je že příčinou obtíží v patelofemorálním kloubu je jeho chronické přetěžování a jeho následky. Za chronické

přetěžování považujeme dlouhodobě opakovanou stereotypní zátěž kloubu, která je nekompenzovaná a způsobuje tak přetížení určitých struktur. Na druhé straně jiné struktury, především svaly, ochabují. Tímto mechanismem pravděpodobně vzniká v literatuře často zmiňovaný malalignment syndrom (23, 24). Tento syndrom popisuje poruchu pohybu pately ve femorálním žlábků, která je způsobená právě neadekvátním zapojením svalů kolenního kloubu. Svaly nejsou správně koordinovány, aby udržely patelu v její správné poloze během pohybu z flexe do extenze a naopak. Může tak docházet k jejímu posunu v horizontální rovině, častěji laterálně nebo k rotaci. Patela může být také posunuta proximálně, vzniká patella alta, která je častým nálezem u patelofemorálního syndromu.(24) Malalignment syndrom může však mít příčinu i mimo kolenní kloub. Může být způsoben například anteverzí krčku femuru, která způsobí vnitřní rotaci femorálního žlábků s následným nárůstem hodnoty Q-úhlu. Zvětšení Q-úhlu souvisí s větším tahem měkkých tkání na laterální straně kolenního kloubu a může tak způsobovat laterální patelární dislokaci. Stejně tak zevní rotace tibie nebo subtalární pronace mohou ovlivnit postavení v patelofemorálním skloubení. (20)

V průběhu všech naměřených křivek se vyskytovaly menší či větší tvarové odchylky. Především v iniciální fázi pohybu z extenze do flexe jsme se setkali u každého měřeného kolenního kloubu se strmým stoupáním křivky. U některých probandů se po tomto prudkém vzestupu vrátila křivka do monotónního stoupání a dosáhla svého vrcholu v 90° flexi kolene, ale u většiny se během jejího následujícího průběhu vyskytly další tvarové odchylky. Tvarové změny křivky značí zvýšení odporu v kolenní v určitém úhlu pohybu. V těchto místech křivka prudce stoupá a následně opět klesá. Vzhledem k tomu, že bioreometr měří reologické vlastnosti kolenního kloubu jako celku, nemůžeme s jistotou říci co přesně je příčinou zvýšeného odporu v určitých fázích pohybu. Podle charakteru pohybové zátěže u probandů a z dostupných teoretických i praktických poznatků můžeme usuzovat na možné příčiny. Opět se vracím ke zmíněnému malalignment syndromu, který je termínem označujícím asi nejlépe co by mohlo být příčinou tvarových odchylek.

Patela se dostává do kontaktu s femorálními kloubními plochami až mezi 10°-20° flexe a to pouze laterální faceta. Mediální faceta se přidává až mezi 30°-40° flexe. Právě prvních 10°-35° stupňů je oním kritickým místem prudkého nárůstu křivek. Patela, která je u mnoha probandů, dle nálezů na rentgenových snímcích, lateralizována a rotována, tu zřejmě musí překonávat zvýšený odpor díky své změněné pozici. Connolly uvádí ve své studii, že u lidí trpících patelofemorálním syndromem je v 15° flexe kontaktní plocha mezi patelou a femurem větší než u lidí bez obtíží. Autor tento fakt vysvětluje jako potencionální

kompenzační mechanismus vedoucí k redistribuci tlaku ve femoropatelárním skloubení, snížení napětí a bolesti.(5) Interval mezi 15° 30° flexe považuje za rozhodující pro patelofemorální syndrom.

Ve 40° se do kontaktu s femorálními kloubními plochami dostává i mediální faceta a zatížení pately je optimálnější. Conolly uvádí, že mezi 35° a 40° je už pohyb pately u lidí s femoropatelárním syndromem stejný jako u lidí zdravých. V počáteční fázi flexe je tedy důležitá funkce mediálních stabilizátorů kolenního kloubu, jako je m.vastus medialis, především jeho distální část, m.vastus medialis obliquus, které mají za úkol centralizaci pately. Zřejmě v důsledku svalových dysbalancí, které spočívají právě v hypotrofii mediálního vastu a naopak přetížení laterálních struktur, zde může docházet k lateralizaci pately a většímu zatížení laterální facetu, čemuž odpovídají i nálezy na hysterezních křivkách.

Druhou hypotézu se tedy podařilo potvrdit. U všech probandů byly detekovány změny reologických vlastností kolenních kloubů. Tvary křivek se lišily od předpokládaného tvaru křivky asymptomatického kolenního kloubu a charakter tvarových odchylek byl u všech probandů podobný.

Třetí hypotéza byla stanovena následovně: **Parametry křivek pravé a levé dolní končetiny se liší podle preferované končetiny probanda.** V případě této hypotézy jsem vycházela z faktu, že každý brankář má jednu dolní končetinu jako dominantní. Tou rozumíme tu, která je více zatěžována, brankář na ní má většinu váhy těla a to po většinu času stráveného v brankářském postoji. Druhá dolní končetina je spíše nadlehčována a připravena pro rychlé zareagování a zahájení pohybu. Pokud je nám toto jasné, můžeme usuzovat na nestejně funkční, biomechanické a také reologické vlastnosti obou kolenních kloubů, které by se měly projevit v průběhu naměřených křivek. Otázkou zůstává, u které končetiny můžeme očekávat větší funkční, strukturální či reologické změny. Končetina označená jako dominantní je více zatěžována, patelofemorální kloub je pod větším tlakem a jsou kladeny větší nároky i na svaly dolní končetiny. Ty jsou však především v izometrické kontrakci. Na druhou stranu má dominantní končetina ve srovnání s druhostranou končetinou spíše stabilizační funkci a je více času ve statické poloze. Naproti tomu druhá končetina, která je spíše odlehčována, je končetinou častěji zahajující pohyb do strany či dopředu, musí být pohotovější a mrštnější. Dochází zde k prudkým pohybům, jak už rotacím v kyčelním, kolenním nebo hlezenním kloubu, tak především k abdukci v kyčli a tím pádem zapojení laterálních struktur steh. Ty mohou způsobit nadměrný tah pately laterálně. Pokud je tato končetina v klidové pozici, je téměř extendována, abdukována a vnitřně rotována v kyčli,

koleno je valgotizováno a dochází tak opět k lateralizaci pately. Té napomáhá ještě relaxace m.vastus medialis, na který v této poloze nejsou kladeny vysoké nároky. (20, 16, 23, 24)

Z těchto poznatků bychom mohli usuzovat, že obě končetiny mají tendenci ke změnám reologických vlastností, avšak každá z jiných příčin. V experimentu se ukázalo, že ve většině případů vykazuje vždy jedna křivka výraznější tvarové změny než druhá. Neprokázala se však souvislost s dominancí jedné z končetin. U některých případů byla křivka s výraznějšími odchylkami naměřená na kolenu s výraznější symptomatologií, jindy tomu bylo opačně. Proto se tuto hypotézu nepodařilo prokázat.

Čtvrtá hypotéza se týkala vztahu mezi údaji získanými z reometru a z rentgenových snímků. Stanovila jsem si, že **naměřené změny reologie kolenního kloubu korelují se změnou postavení pately detekovanou pomocí rentgenových snímků**. Jak jsem již uvedla, mnoho různých autorů a vědců se zabývalo a zabývá příčinou bolestí v kolenním kloubu. V našem případě jsem pomýšlela právě na postavení pately jako na jednu z možných příčin častého výskytu bolestí kolenního kloubu u florbalových brankářů. Během pohybu brankáře po kolenou jsou na patelu kladeny obrovské nároky týkající se tlakového zatížení, ale i zatížení tahového. Tahem působí svaly upínající se přímo na patelu nebo ovlivňující postavení pately. Jak již bylo zmíněno, právě postavení pately může způsobit změnu reologické odezvy kolenního kloubu a může být snadno detekováno pomocí rentgenu. Přitom by míra lateralizace pately měla odpovídat míře zakřivení hysterézní křivky. Ovšem za předpokladu, že je postavení pately příčinou reologických změn v kolenním kloubu.

V této části výzkumu jsem bohužel narazila na velký problém s pořízením snímků. Snímky byly sice pořízeny během dvou po sobě jdoucích dnů, na stejném pracovišti, na pokyn stejného lékaře, avšak ne všechny ze stejného úhlu. Velikost úhlu, ze kterého se axiální snímky patelofemorálního kloubu pořizují, je přitom zásadní. Proto nemohly být všechny získané snímky použity pro hodnocení, pravděpodobně by došlo ke zkreslení výsledků. I tak, na hodnocených snímcích, nejsou vždy zřetelné obrysy kloubních ploch.

Na snímcích jsem hodnotila lateralizaci a rotaci pately. Kromě dvou probandů se u všech hodnocených snímků objevila různá míra lateralizace pately, ve většině případů kombinovaná s rotací. Probandi s nejvýraznějším nálezem na rentgenových snímcích byli ti, kteří se florbalu věnují nejdéle ze zkoumaného souboru. Také mají dlouhou historii bolestí kolenních kloubů, která je špatně lokalizovaná a často se stěhuje z jednoho kolenního kloubu na druhý. U jednoho probanda je dokonce míra lateralizace pately taková, že se zdá, že mediální patelární faceta se oproti laterální zmenšuje a staví se do horizontální polohy. Toto

popisuje Wiberg ve své klasifikaci tvaru pately. Vzhledem ke kvalitě snímků ale nelze s jistotou tyto změny hodnotit. Proces kostní přestavby je dlouhodobý a je nepravděpodobné, že bychom takové změny našli u mladých lidí. Na druhé straně zmíněný proband je ve věku 28 let a věnuje se florbalu 11 let, což je doba, za kterou by k určité kostní přestavbě dojít mohlo.

Při porovnávání výsledků získaných z vyhodnocení hysterezních křivek s nálezy na rentgenových snímcích, se ukázala vysoká míra korelace mezi nimi. Probandi s pouze mírnými tvarovými odchylkami neměli žádný patologický nález na rentgenových snímcích. Maximálně se objevila lehká dysplazie pately. Naopak probandi s křivkami, které vykazovaly větší tvarové změny, měli na rentgenových snímcích patrný různý stupeň dysplazie pately. Tedy její lateralizace a rotace. Vztah mezi výsledky je přímo úměrný. Čím větší tvarové odchylky hysterézní křivky, tím výraznější nález na rentgenovém snímku ve smyslu lateralizace pately. Tuto hypotézu se tedy podařilo potvrdit.

Zajímavým zjištěním byl fakt, že změny reologických vlastností detekované pomocí reometru, byly zaznamenány i u třech probandů, kteří uvedli, že nemají subjektivní obtíže s kolenními klouby. Jejich křivky také vykazovaly tvarové odchylky, i když pouze lehké, vždy v iniciální části pohybu. Stejně tak se vyskytla i lehká lateralizace pately patrná na rentgenových snímcích.

Během psaní diplomové práce, po provedení experimentu a nastudování potřebných materiálů, jsem dospěla k názoru, že problematika bolestivých kolenních kloubů u florbalových brankářů by se dala zahrnout pod termín femoropatelární syndrom. Tento termín je ale poměrně nespecifický a obsahuje patologie kolenního kloubu s různými a ne zcela jasnými etiologiemi. Jasná je zde porucha pohybu ve femoropatelárním skloubení, která může mít ale mnoho příčin, jež byly už popsány. Zmíním jen některé z nich, ve vztahu k postu florbalového brankáře. Mechanismem vzniku patelofemorální bolesti je změna postavení pately, kterou může způsobit svalová dysbalance. V našem případě se jedná o přetížené hamstringy, které vlivem zátěže a nedostatečného strečinku hypertofují. Častou poruchou v oblasti nohy je hyperpronace, kdy se noha stává méně funkční. S tou se setkáváme při základním postavení brankáře i při přesunech, jedna dolní končetina má vždy větší tendenci se nacházet v tomto postavení. Tento stav bývá označován, ne zcela správně, za „plochou nohu“. Zátěž, kterou by mělo chodidlo za normálních okolností tlumit, se vzhledem k její nefunkčnosti přenáší dál na dolní končetinu. Vnitřně rotační postavení tibie může způsobit

valgózní deformity kolene a vést k abnormálnímu pohybu pately. (38) Do valgózního postavení se dostává často kolenní kloub nedominantní končetiny. V neposlední řadě mezi příčiny řadíme špatnou obuv, nedostatečný strečink a kompenzaci zátěže a kloubní hypermobilitu. (38)

Zjištění přesné příčiny změněného postavení či pohybu pately je velmi problematické. Kolenní kloub je natolik složitým systémem, který je ovlivňován mnoha okolními i vzdálenými strukturami, že zůstává stále ještě plně neprobádán. Biomechanika a především patobiomechanika patelofemorálního kloubu je dosud plná otázek, na které je těžko najít odpovědi. Na pohyb pately v patelofemorálním žlábků má vliv mnoho faktorů a je téměř nemožné odhalit přesné funkční a anatomické poměry v tomto skloubení. Také z toho důvodu, že u každého jedince jsou tyto faktory odlišné. Osvědčenou metodou v diagnostice je zde magnetická rezonance, která ale také není stoprocentní, a invazivní artroskopie.

Měření reologických vlastností kolenního kloubu na přístroji bioreometr je přínosnou metodou, zvláště pro svoji neinvazivnost. Pomocí něj lze alespoň částečně zobjektivizovat odezvu tkání kolenního kloubu během pohybu, což je velice důležitým bodem. Vyšetření pomocí artroskopie či magnetické rezonance je statické a nemůže tak plně objasnit průběh pohybu pately.

6 ZÁVĚR

Florbal je velice mladým, ale rychle se rozvíjejícím sportem. Bohužel však díky své mladosti nemá dostatek kvalifikovaných trenérů, kteří by optimálně vedli především kompenzační tréninky jednostranné sportovní zátěže. Bolesti kolenních kloubů u florbalových brankářů jsou velice častým a diskutovaným problémem, bohužel většinou bez řešení. Je nesnadné odhalit příčinu a stanovit efektivní terapii. Brankáři jsou tak ve většině případů donuceni se sportovní činností dočasně či trvale přestat.

V mojí diplomové práci jsem se pokoušela objektivizovat přítomnost bolesti kolenních kloubů. Cílem bylo dokázat, že se u florbalových brankářů objevují podobné či shodné změny reologických vlastností kolenního kloubu a určit zda můžeme říct, že jsou způsobeny zátěží při florbalu. Diplomová práce by měla sloužit jako základ pro případné další studie v této oblasti, které by napomohly pochopení problematiky kolenního kloubu, především skloubení patelefemorálního. Dále bych chtěla svojí prací dát podnět například pro vznik terapeutického konceptu, který by zde měl velký smysl jak v terapii, tak v prevenci bolesti.

7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ABRAHAMAS, S; KERN, H. J.: *Anterior knee pain – Plica syndrome, the forgotten pathology?*, Physiotherapy, October 2001, vol. 87, no. 10, 523-527
2. AMINAKA, N.; GRIBBLE, P. A.: *Patellar taping, Patellofemoral pain syndrome, Lower extremity kinematics, and dynamic postural control*, Journal of Athletic Training, 2008, 43(1), 21-28
3. CALLAGHAN, M.; SELFE, J.; BAGLEY, P.; OLDHAM, J.: *The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception*, Journal of Athletic Training, 2002, 37(1), 19-24
4. COLLINS, N.; CROSSLEY, K.; BELLER, E.; DARNELL, R.; McPOIL, T.; VICENZINO, B. : *Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomized clinical trial*, BMJ, 2008; 337: a1735
5. CONNOLLY, K. D.; RONSKY, J. L.; WESTOVER, L. M.; KUPPER, J. C.; FRAYNE, R.: *Differences in patellofemoral contact mechanics associated with patellofemoral pain syndrome*, Journal of Biomechanics, 2009, 42, s. 2802-2807
6. CROSSLEY, K. M.; VICENZINO, B.; PANDY, M. G.; SCHACHE, A. G.; HINMAN, R. S.: *Targeted physiotherapy for patellofemoral joint osteoarthritis: A protocol for randomised, single-blind controlled trial*, BMC Musculoskeletal disorders, 2008, 9:122

7. ČECH, O.; SOSNA, A.; BARTONÍČEK, J.: *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*, Avicenum, 1986, 195 s.
8. ČIHÁK, R.: *Anatomie I.*, Grada Publishing, 2001, ISBN 80-7169-970-5, 497 s.
9. DANIEL, M., MAREŠ, T: *Experimentální biomechanika*, Česká technika – nakladatelství ČVUT, 2008, ISBN 978-80-01-03982-3, 74 s.
10. DITMAR, R.: *Instability kolenního kloubu*, Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 1995, ISBN 80-7067-523-3, 31 s.
11. DUNGL, P.: *Ortopedie*, Avicenum, 2005, ISBN 80-247-0550-8, 1273 s.
12. DVOŘÁK, R.: *Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2005, r. 12, č. 1, str. 18-22
13. DYLEVSKÝ, I. : *Funkční anatomie člověka*, Grada Publishing, 2000, ISBN 80-7169-681-1, 664 s.
14. DYLEVSKÝ, I. : *Obecná kineziologie*, Grada Publishing, 2007, ISBN 978-80-247-1649-7, 190 s.

15. DYLEVSKÝ, I. : *Speciální kineziologie*, Grada Publishing, 2009, ISBN 978-80-247-1648-0, 180 s.
16. ELIAS, D.A.; WHITE, L.M.: *Imaging of patellofemoral disorders*, Clinical Radiology, 2004, 59, s.543-557
17. FAIRCLOUGH, J.; HAYASHI, K.; TOUMI, H.; LYONS, K.; BYDDER, G.; PHILLIPS, N.; BEST, T. M.; BENJAMIN, M.: *The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee : implications for understanding iliotibial band syndrome*, J. Anat., 2006, 208, 309-316
18. FINERMAN, G. A.: *Biology and Biomechanics of the traumatized synovial joint: The knee as the model*, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1992, ISBN: 978-08-920-3070-5
19. FOX, J. M., Del PIZZO, W.: *The patellofemoral joint*, New York: McGraw-Hill, 1993, 399 s.
20. GREEN, S.T.: *Patellofemoral syndrome*, Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2005 (9), 16-26
21. GROSS, J. M.; FETTO, J.; ROSEN, E. : *Vyšetření pohybového aparátu*, Triton, 2005, ISBN 80-7254-720-8, 599 s.
22. HAVRÁNEK, A.: *Úvod do bioreologie*, Karolinum, 2007, ISBN 978-80-246-1445-8, 223 s.

23. HELFET, A. J.: *Disorders of the knee*, Lippinkott Williams and Wilkins, 1982, ISBN 978-0397504848
24. HENG, R. C.; HAW, C. S.: *Patello-femoral pain syndrome*, Current Orthopaedics, 1996, 10, s. 256-266
25. HUDSON, Z.; DARTHUY, E.: *Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: A case-control study*, Manual Therapy, 2009, 14, 147-151
26. HUNTER, DJ; ZHANG,YQ; NIU, JB; FELSON, DT; KWOH, K; NEWMAN, A.; KRITCHEVSKY, S.; HARRIS, T.; CARBONE, L.; NEVITT, M.: *Patella malalignment, pain and patellofemoral progression : The health ABC study*, Osteoarthritis Cartilage, October 2007, 15(10), 1120-1127
27. KARCZMARCZYK, R.: *Florbal: učebnice (nejen) pro trenéry*, Brno: Computer press, 2006, ISBN 80-251-1271-3, 96 s.
28. KOVAŘÍK, V.; LANGER, F. : *Biomechanika tělesných cvičení I.*, Brno: Masarykova univerzita, Pedagogická fakulta, 1994, ISBN 80-210-0838-5, 79 s.
29. KUBOVÝ, P.; ŘÍHA, M.; JELEN, K.; NIKODÝMOVÁ, K.; LOPOT, F.; HOLUB, T.; MENŠÍKOVÁ, L.; OTAHAL, S.: *Complex rheology of knee joint in vivo – effect of pathological changes*,

30. LEKEŠOVÁ, M.: *Reologie kolenního kloubu před a po aplikaci totální endoprotézy*, diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2008, 69 s.
31. LIN, Y. F.; JAN, M. H.; LIN, D. H.; CHENG, CH. K.: *Different effects of femoral and tibial rotation on the different measurements of patella tilting : An axial computed tomography study*, Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 2008 February; 3(5)
32. NEDOMA, J.; STEHLÍK, J.; BARTOŠ, F.; DENK, F.; DŽUPA, V.; FOUSEK, J.; HLAVÁČEK, I.; KLÉZL, Z.; KVĚT, I. : *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí II.*, Praha: Karolinum, 2006, ISBN 80-246-1227-5, 491 s.
33. PAVLŮ, D. : *Patelofemorální bolest kolene a možnosti její terapie dle konceptu Jenny McConnelové*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2002; roč. 9, č. 4, str. 130-135, ISSN: 1211-2658
34. PODŠKUBKA, A.: *Poranění měkkého kolena*, ČLS JEP, 2001
35. RYBSKI, M.: *Kinesiology of occupational therapy*, SLACK Incorporated, 2004, ISBN 1-55642-491-4, 252 s.
36. ROZKYDAL; Z., CHALOUPKA, R.: *Vyšetřovací metody v ortopedii*, Brno: Masarykova univerzita, 2001, ISBN 80-210-2655-3, 66 s.
37. SKRUŽNÝ, Z.: *Florbal: technika, trénink, pravidla hry*, Praha: Grada, 2005, ISBN 80-247-0383-1, 115 s.

38. STALKER, R.: *Patellofemoral Joint Disorders*, Can.Fam.Physician, 1987, vol. 33, 631-635
39. STRÁŽNICKÁ, L.: *Reologie kolenního kloubu před a po chirurgickém řešení ruptury předního zkříženého vazů*, diplomová práce, Praha – FTVS UK, 2006, 137 s.
40. STROTHER, R. T.; SAMOIL, D.: *Patellofemoral syndrom: Therapeutic Regimen based on biomechanics*, Can.Fam.Physician, 1989, vol. 35, 1649-1654
41. TRNAVSKÝ, K.; RYBKA, V.: *Syndrom bolestivého kolena*, Praha: Galén, 2006, ISBN 80-7262-391-5, 225 s.
42. VALENTA, J.; KONVIČKOVÁ, S.; VALERIÁN, D. : *Biomechanika kloubů člověka*, Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999, ISBN 80-01-01943-8, 239 s.
43. VÉLE, F. : *Kineziologie*, Praha: Triton, 2006, ISBN 80-7254-837-9, 375 s.
44. VIŠŇA, P.; HART, R. a kol.: *Chrupavka kolena*, Praha, Maxdorf, 2006, ISBN 80-7345-084-4, 205 str.
45. WARYASZ, G.; McDERMOTT, A.: *Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors*, Dynamic Medicine, 2008, July, 7(9)

46. WECKSTROM, M.; NIVA, M., H.; LAMMINEN, A.; MATILLA, V., M.; PIHLAJAMAKI, H., K.: *Arthroscopic resection of medial plica of the knee in young adults*, *The Knee*, 2010, 17, 103-107
47. WU, C-C.: *Combined lateral retinacular release with drilling chondroplasty for treatment of patellofemoral osteoarthritis associated with patellar malalignment in elderly patients*, *The Knee*, 2010
48. ZLATNÍK, D.; VANCL, K.: *Florbal: učebnice pro trenéry*, Praha: Česká obec Sokolská, 2001, ISBN 80-86402-03-7, 59 s.
49. Anonym: Přílohy k problematice kolenního kloubu, dostupné z internetu: http://is.muni.cz/th/142522/lf_b/Prilohy.pdf
50. International Floorball federation: Specials situations and goalkeeping, Instructions and drill, dostupné z internetu: http://windows3.salibandy.net/Materiaalit/special_situations&Goalkeeping.pdf
51. Katedra Biomechaniky, FTVS UK: Patobiomechanika a patokineziologie – Kompendium, dostupné z internetu: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>
52. PODŠKUBKA, A.: *Poranění měkkého kolena*, ČLS JEP, 2001, dostupné z internetu: www.cls.cz/dokumenty2/postupy/t205.rtf
53. PROKEŠOVÁ, M.: *Reologická odezva kolenního kloubu na historii zatěžování*, autoreferát dizertační práce, dostupné z internetu: http://oic.ftvs.cuni.cz/doktorske_sk/obhaj/Prokesova.pdf

54. KUBOVÝ, P.: *Osobní sdělení*

55. PROKEŠOVÁ, M.: *Přednáška z diferenciální diagnostiky I.*, Praha: FTVS UK, 2008

8 SEZNAM ZKRATEK

BEZ – biomechanika extrémní zátěže

FTVS – fakulta tělesné výchovy a sportu

LCA – ligamentum cruciatum anterior

PFPS – patellofemoral pain syndrome

PZV – přední zkřížený vaz

ÚVN – Ústřední vojenská nemocnice

ZZV – zadní zkřížený vaz

9 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha č.1: Souhlasné stanovisko etické komise

Příloha č.2: Dotazník

Příloha č.3: Informovaný souhlas