

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



Vliv morfologických změn femoropatelárního skloubení na celkovou reologickou odezvu systému kolenního kloubu

Autoreferát disertační práce

Vedoucí práce:
Prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.

Zpracoval:
MUDr. Michal Říha

Praha, duben 2011

Abstrakt.....	3
1 ÚVOD.....	4
2 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE.....	5
2.1 Hlavní cíl.....	5
2.2 Dílčí cíle.....	5
3 METODIKA A EXPERIMENT.....	6
3.1 Identifikace zkoumaného souboru.....	6
3.1.1 Vstupní kritéria.....	6
3.1.2 Vylučující kritéria.....	6
3.1.4 Popis výběru zkoumaného souboru.....	7
3.2 Klinická fáze studie.....	7
3.2.1 Klinické vyšetření.....	7
3.2.2 Parametry hodnocení klinického vyšetření.....	8
3.1.3 Lysholmovo skóre.....	8
3.3 Radiologická fáze studie.....	9
3.3.1 Parametry hodnocení radiologického vyšetření.....	9
3.3.2 Přehled měřených parametrů radiologického vyšetření.....	10
3.4 Fáze bioreometrického měření.....	11
3.4.1 Bioreometr.....	11
3.4.2 Parametry hodnocení bioreogramu.....	15
3.5 Statistické zpracování.....	17
4 VÝSLEDKY.....	18
4.1 Expertní vyhodnocení.....	18
4.2 Klinická data.....	19
4.3 Výsledky radiologické studie.....	20
4.4 Výsledky bioreometrického měření.....	21
4.5 Souhrnná interpretace výsledků.....	23
5 DISKUZE.....	23
5.1 Zhodnocení provedené studie.....	23
5.2 Výsledky studie v kontextu s konvenčními postupy.....	24
5.3 Možnosti rozvoje metody.....	27
6 ZÁVĚR.....	29
7 SEZNAM VYBRANÉ CITOVANÉ LITERATURY.....	31

Abstrakt

Cíl práce: Pomocí experimentální detekční metody *bioreometrie* objektivizovat vliv změn femoropatelární komponenty kolenního kloubu na celkovou reologickou odezvu systému kolenního kloubu *in vivo*. Ověřit možnosti bioreodiagnostiky jako funkčního vyšetření, dostatečně senzitivního a specifického k této konkrétní morfologické abnormalitě. Porovnáním výsledků funkčního a zobrazovacího vyšetření objasnit vliv struktury na funkci.

Metoda: V klinické fázi této práce zpracovat údaje o příznacích onemocnění u definované skupiny probandů/pacientů pomocí standardizovaných postupů. Dále pomocí zvolených definovaných parametrů změřit výsledky konvenčního radiodiagnostického vyšetření. V experimentální části potom pomocí *bioreometrie* měřit celkovou reologickou odpověď systému kolenního kloubu u této skupiny probandů. Vlastní metoda je založena na experimentálním měření pasivního odporu kolena *in vivo*, jakožto specifické odezvy na vynucený pohyb kolena ve směru flexe a extenze. Výsledná naměřená závislost pasivního momentu M na úhlu ohybu kolena φ je sumární reologickou charakteristikou pasivních silových vlastností systému, který tvoří vlastní kolenní kloub a okolní struktury.

Vybrané naměřené parametry, specifické a senzitivní k dané morfologické změně, porovnat s daty klinické fáze studie.

Výsledky: Výsledky funkčního bioreometrického měření vykazují specifickou odezvu systému kolenního kloubu na tvarové změny femoropatelární komponenty. Výsledky konvenčního zobrazovacího vyšetření neprokazují signifikantní korelaci s mírou postižení.

Závěr: Podařilo se prokázat, že morfologické změny femoropatelární komponenty funkčně ovlivňují reologii systému kolenního kloubu. *Bioreometrie* se jeví jako senzitivní a specifická *in vivo* objektivizační metoda k dané morfologické abnormalitě kolenního kloubu.

1 ÚVOD

Onemocnění pohybového aparátu patří mezi nejčastěji se vyskytující postižení populace v produktivním věku ve vyspělých zemích (Říha, 2008). Nedegenerativní onemocnění kolenních kloubů je postižením zejména mladých dospělých. Syndrom bolestí předního segmentu kolenního kloubu je nejčastější u pacientů s výskytem bolestí kolene (Dixit a kol., 2007). Mezi nejčastější příčiny tohoto onemocnění patří funkční poruchy a tvarové změny femoropatelárního kloubu (Fithian, 2004).

V diagnosticko-léčebném procesu je objektivizace postižení založena zejména na výsledcích radiologických vyšetření (Kennedy, 1979). Výsledky těchto strukturálních zobrazovacích metod často nemusejí korelovat s tíží klinických příznaků (Carson, 1984). Konvenční možnosti detekce funkce jsou velmi omezené (Ramappa a Bansal, 2005), přestože moderní trend medicíny založené na důkazech si žádá standardizaci a dokladování průběhu léčebných postupů. Mezi základní úkoly výzkumu femoropatelárního skloubení patří analýza kinematiky, funkce a mechanismů relevantních ke klinickým problémům a léčebně diagnostickým postupům (Heegard a kol., 1995).

Hlavní myšlenkou této disertační práce je prozkoumat možnosti funkčního objektivizačního vyšetření kolenního kloubu a porovnat metodu s výsledky konvenčního zobrazovacího vyšetření. Za signifikantní pro detekci funkce je považováno hodnocení reologických vlastností (Prokešová, 2008).

Kolenní kloub je nejsložitějším a také největším kloubním spojením v lidském těle. Jedná se o prostorný složený kloub, který vzniká spojením kosti stehenní, kosti holenní a sezamské kosti – číšky. Tyto kosti tvoří dvě základní komponenty kolenního kloubu – spojení femorotibiální a femoropatelární.

V této práci používaný termín *system kolenního kloubu* zahrnuje celý segment pohybového aparátu, který mimo obou kloubních spojení, zahrnuje také další komponenty - svalově kosterní struktury a okolní tkáně - šlachy, svaly, cévy, nervy, podkožní vazivo a kůži. Reálné reologické vlastnosti, myšleno *in vivo*, jsou výsledkem chování komplexu těchto biomateriálů - tkání a struktur (Říha, 2006).

Tato disertační práce je koncipována jako teoreticko-empirická studie a zabývá se možnostmi detekce vlivu morfologických a funkčních abnormalit femoropatelárního kloubu na biomechaniku *systému kolenního kloubu*.

K objektivizaci mechanických vlastností systému kolenního kloubu byla zvolena metoda *bioreometrie*, která je založena na *in vivo* měření pasivního pohybu kolenního kloubu směrem do flexe (Prokešová, 2008). Výsledná hodnota je agregovanou odpovědí, která vzniká sumací reologické odezvy všech komponent v měřeném segmentu pohybového aparátu.

Výsledky experimentálního měření jsou porovnány s parametry hodnocení klinického stavu pacientů a s výsledky konvenčního radiologického vyšetření.

Tato práce prezentuje výsledky funkční neinvazivní *in vivo* objektivizační metody, zaměřené na konkrétní klinickou diagnosu – funkční a morfologickou abnormalitu určitého segmentu pohybového aparátu. Na základě interpretace těchto výsledků jsou formulovány závěry a doporučení, včetně možného přínosu pro klinickou praxi.

2 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

2.1 Hlavní cíl

Prokázat vliv funkčních a morfologických abnormalit femoropatelárního skloubení na celkovou reologickou odezvu systému kolenního kloubu.

2.2 Dílčí cíle

Navrhnout parametry hodnocení konvenční metody, kterou je radiologické zobrazovací vyšetření morfologických změn femoropatelárního skloubení.

Navrhnout parametry hodnocení bioreometrického měření, jako *in vivo* metody vyšetření vlivu změn femoropatelárního skloubení na funkci systému kolenního kloubu.

Porovnat klinické údaje s výsledky radiologického zobrazovacího vyšetření a funkčního bioreometrického měření, najít mezi nimi korelace a objasnit tak vztah mezi morfologií a funkcí struktur kolenního kloubu.

3 METODIKA A EXPERIMENT

3.1 Identifikace zkoumaného souboru

Pro vlastní experiment byli vybráni probandi dospělé populace z řad pacientů ambulance Oddělení rehabilitační a fyzikální medicíny Ústřední vojenské nemocnice Praha na základě vstupních a výstupních kritérií.

3.1.1 Vstupní kritéria

- Anamnestické a klinické projevy syndromu bolestí v oblasti předního segmentu kolenního kloubu, akutní i chronické, se symptomy při různých zátěžových režimech,
- verifikace morfologické změny femoropatelárního kloubu jako součásti extenzorového aparátu pomocí radiologického vyšetření.

3.1.2 Vylučující kritéria

- Jiná prokázaná patologie kolenního kloubu, nejčastěji stav po úraze s poškozením struktur extenzorového aparátu nebo ostatních struktur kolenního kloubu jako jsou menisky a vazy kolene,
- pokročilý degenerativní proces (arthrosa),
- jiné určené anomálie v oblasti segmentu kolenního kloubu včetně například výrazné obesity,

- pacienti se zhoršenou spoluprací v průběhu kterékoliv fáze studie, projevy *noncompliance*,
- pacienti s projevy fobie nebyli rovněž zařazeni mezi probandy experimentálního měření.

3.1.4 Popis výběru zkoumaného souboru

V rámci studie bylo v letech 2009 až 2011 naměřeno a analyzováno 28 kolenních kloubů u 14 pacientů/probandů, z toho 7 mužů a 7 žen (rozdělení je náhodné, posuzování pohlavních ani rasových rozdílů nebylo cílem studie). Muži byli ve věku od 21 do 40 let, s průměrným věkem 29 let, konstitučně s průměrným BMI 24,8. Stáří žen se pohybovalo od 16 do 36 let, s průměrným věkem 28 let a průměrným BMI 22,8.

Probandi byli nejdříve vyšetřeni klinicky, ve druhé fázi bylo provedeno konvenční radiologické vyšetření a následně experimentální bioreometrické měření.

3.2 Klinická fáze studie

3.2.1 Klinické vyšetření

V rámci standardního vyšetřovacího postupu (aspekci, palpaci, cílenými testy a manévry) bylo klinické vyšetření zaměřeno na vyloučení příznaků poškození jiných, zejména tzv. měkkotkáňových struktur segmentu kolenního kloubu [např. (Carson a kol., 1994), (Pagenstert a Bachmann., 2008)]. Extenční aparát byl hodnocen s ohledem na trofiku svalovou a konfiguraci kloubní, pohyblivost pately při pohybu směrem do flexe a extenze, posunlivost při relaxaci v extenzi a bolestivost při odporované isometrické kontrakci quadricepsu.

3.2.2 Parametry hodnocení klinického vyšetření

Pro hodnocení byly mimo věku (roky), pohlaví (♂ 1/ ♀ 0) a tělesné hmotnosti (kg) sledovány další klinické parametry – výskyt subjektivních příznaků onemocnění – (anamnesa ano 1/ ne 0), závěr z vyšetření, resp. pozitivita testů a manevrů klinického vyšetření (klinika ano 1/ ne 0).

3.1.3 Lysholmovo skóre

Zásadním pro hodnocení klinického obrazu je užití standardizovaných dotazníků. Jako nejvhodnější pro potřeby této studie a vzhledem k charakteru sledovaného souboru, byla zvolena *skórovací škála dle Lysholma* (Tegner a Lysholm, 1985) upravena do formuláře. Jsou zde uvedeny základní mechanismy a aktivity, které způsobují manifestaci potíží. Bodovou škálou jsou hodnoceny příznaky při běžné chůzi (modifikace kulháním, nutností opory), nestabilita a bloky kloubu, výskyt otoků, chůze po schodech, dřepování a výskyt bolestivosti při sportu.

Veškerá hodnocení a měření probíhala ve fázi před vlastním zahájením léčby, respektive probandí nebyli bezprostředně ovlivněni jakoukoliv terapeutickou intervencí ve smyslu rehabilitace, obstríku či jiné analgetické medikamentosní léčby.

V parametrech hodnocení jsou anamnestická data a výsledky klinického vyšetření hodnoceny jako přítomné či nepřítomné (1 ano / 0 ne). Lysholmovo skóre je analyzováno po modalitách i v celkovém součtu z důvodu předpokládaného různého významu sledovaných parametrů (tab. 3.1.).

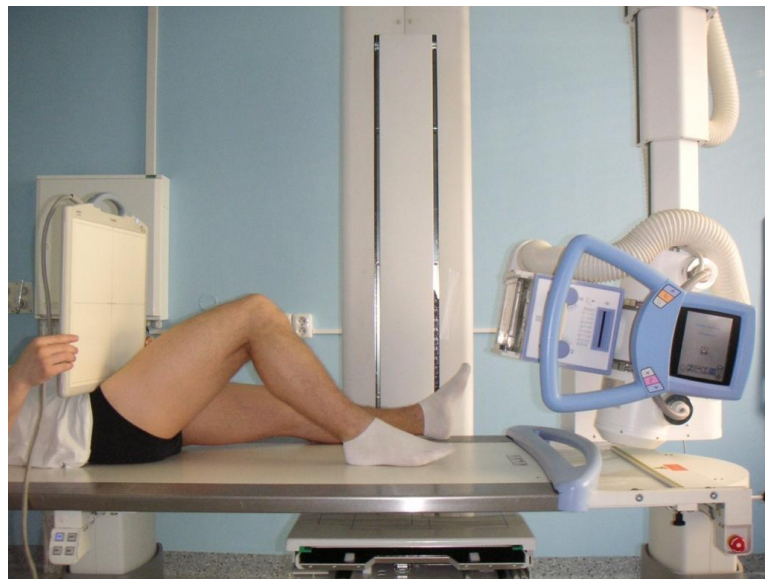
Tab. 3.1. Modality Lysholmova skóre: jednotlivé sledované parametry a jejich rozsah.

modalita	<i>kulhání</i>	<i>podpora</i>	<i>bloky</i>	<i>nestabilita</i>	<i>otoky</i>	<i>schody</i>	<i>dřepy</i>	<i>sport</i>	<i>Lysholm</i>
rozsah	0-5	0-5	0-15	0-25	0-10	0-10	0-5	0-25	max 100b.

3.3 Radiologická fáze studie

3.3.1 Parametry hodnocení radiologického vyšetření

Na základě vlastních zkušeností a nových aspektů, které byly získány v průběhu studia biomechaniky a reologie kolenního kloubu a spolupráce při vývoji měřicího zařízení bioreometru v laboratoři mateřského pracoviště, byly definovány vlastní parametry hodnocení radiologické části experimentální studie. Tyto zvolené parametry hodnocení radiologické studie lze odečíst z axiální projekce ve flexi kolenního kloubu, která je rozhodující pro zobrazení postavení a centralizace pately mezi kondyly femuru. Po zhodnocení aspektů, jako jsou trajektorie a kinematika pately v průběhu pohybu do flexe, anatomické poměry, kontakt a rozložení tlaků na artikulujících kloubních plochách, byla zvolena axiální projekce v 90° flexe. Sklon paprsků vzhledem k projekční ploše byl cca 12° z důvodu preciznějšího zachycení štěrbiny femoropatelního kloubu (viz obr. 3.1.).



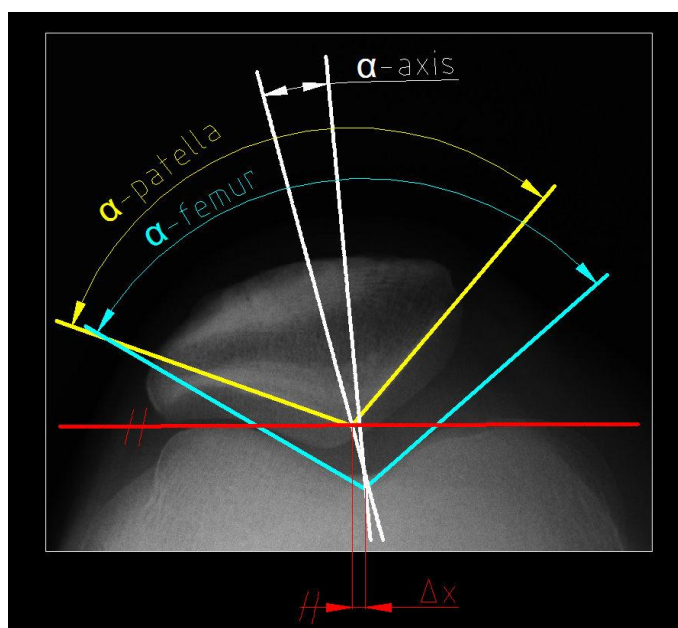
Obr. 3.1. Radiologické vyšetření - cílená axiální projekce na femoropatelní kloub v 90° flexe.

Takto získané snímky byly exportovány z nemocničního programu TomoCon 3,0 Viewer ve formátu obrázku JPEG do programu AutoCad k dalšímu zpracování – označení a změření definovaných parametrů v požadovaném měřítku.

3.3.2 Přehled měřených parametrů radiologického vyšetření

Schématicky jsou parametry znázorněny na obrázku 3.2.

1. α -femur [°] – úhel kloubní plochy tvořený kondyly femuru
2. α -patella [°] – úhel kloubní plochy tvořený mediální a laterální facetou pately
3. $\Delta\alpha$ [°] - rozdíl úhlů kloubních kontaktních ploch pately a kladky tvořené kondyly distálního femuru
4. α -axis [°] – úhel mezi osami úhlů kloubních ploch pately a femuru, vizuálně hodnotíme jako odklon pately
5. Δx [mm]- vzájemný laterální posun os úhlů kloubních ploch pately a femuru po ose tvořené spojnicí předního okraje kondylů femuru
6. **sum RTG** – součet dvou pomocných normalizovaných parametrů hodnot p^1 pro α -axis a p^2 pro Δx ve 3 stupních (intervaly $< 5 < 10 < ve$ °, respektive v mm) v hodnotách 0 až 2

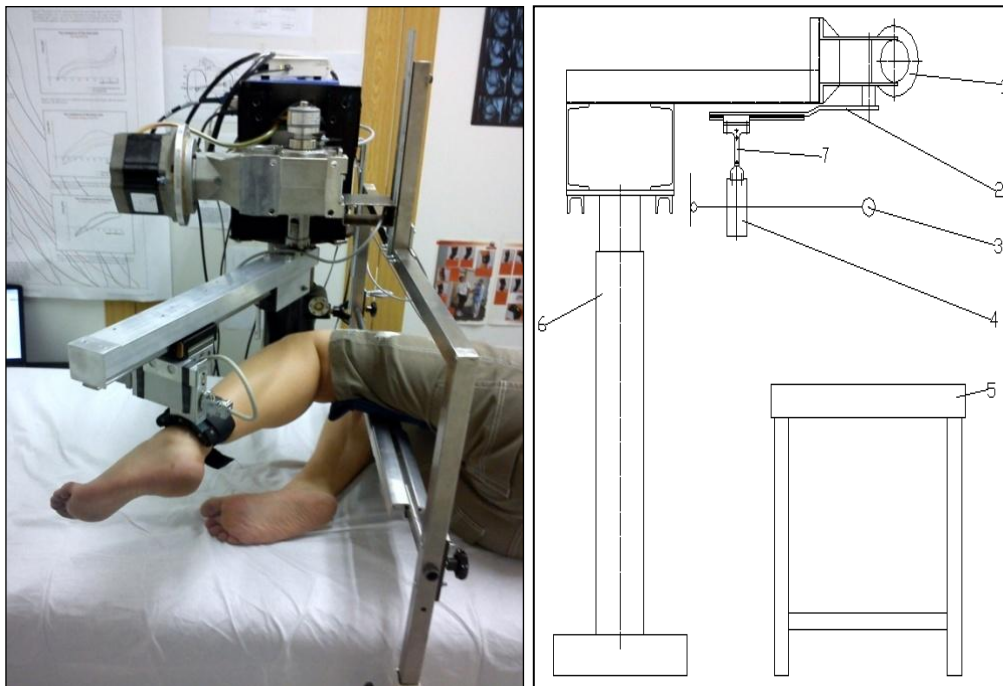


Obr. 3.2. Parametry RTG vyšetření – nativní axiální snímek v 90° flexe (α -patella – úhel kloubní plochy pately, α -femur – úhel kloubní plochy mezi kondyly femuru, α -axis – úhel odklonu pately, Δx – laterální posun pately).

3.4 Fáze bioreometrického měření

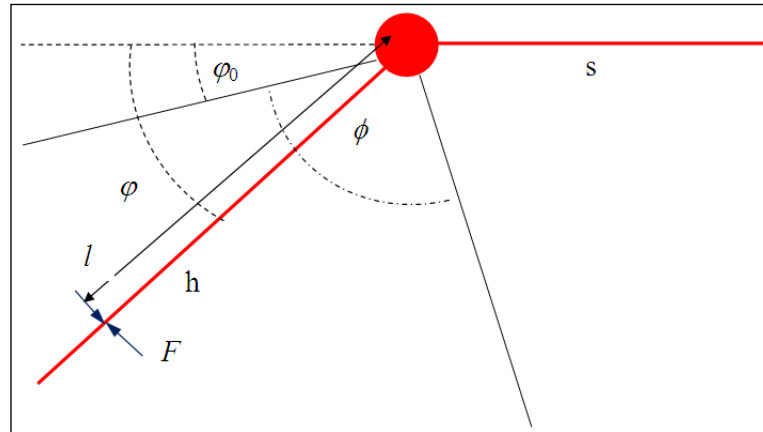
3.4.1 Bioreometr

Bioreometr je měřicí zařízení použitelné pro funkční hodnocení reologických vlastností systému kolenního kloubu (Prokešová, 2008). Výhodou je možnost neinvazivního vyšetření. Konstrukce je znázorněna na obrázku 3.3.. Bioreometr měří odpor vznikající v kolenním kloubu (pasivní moment) během vynuceného pohybu ve směru flexe (ohnutí) a extenze (natažení) kolena.



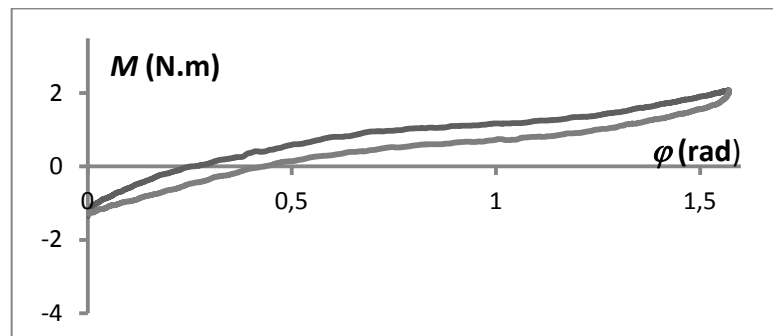
Obr. 3.3. Konstrukce bioreometru: 1-motor a převodovka, 2-unášeč, 3-dolní končetina, 4-objímka bérce, 5-vyšetřovací lehátko, 6-výškově nastavitelný podstavec, 7-siloměrný snímač (Prokešová, 2002).

Funkční schéma přístroje je znázorněno na obrázku 3.4. Moment síly $M(\varphi)$, kterým koleno působí proti vynucenému pohybu, se snímá a jeho graf zvaný bioreogram má podobu připomínající hysterezní smyčku (obr. 3.5.).



Obr. 3.4 Funkční schéma bioreometru - stehno s je podloženo, pohyblivé rameno bioreometru přes objímku s tenzometrickým členem, který snímá sílu F , unáší bérec h . (Havránek, 2011).

Tvar uzavřené křivky má bioreogram, protože $M(\varphi)$ má jednak složku $M_1(\varphi)$ závislou jen na úhlu φ , jednak složku $M_2(\varphi)$, která působí vždy proti pohybu a je závislá na rychlosti, s jakou se pohyb děje. Při ohybu (flexi), kdy úhel φ roste, se složka M_2 přičítá k M_1 , při natažení (extenzi), kdy úhel klesá, se tato složka od M_1 odčítá. Za pohyb kolene, který se vyšetřuje, je brán jeho ohyb a natažení v rovině dané bérce (holenní kostí – h) a stehnem (stehenní kostí – s) (viz obr. 3.4).



Obr. 3.5. Bioreogram – křivka, kterou se obvykle vyjadřuje výstup z měření bioreometrem (počáteční úhel ohnutí φ_0 je zde 0°).

Pohyb se popisuje úhlem φ , který je doplňkovým úhlem k úhlu mezi stehenní kostí a holenní kostí. Při měření bioreometrem se ohyb a následné natažení kloubu vynutí tím, že se zvolí cyklická časová změna tohoto úhlu

$$\varphi = \varphi(t). \quad (4,1)$$

Dle zvolené funkce $\varphi = \varphi(t)$ se nechá pohybovat rameno bioreometru (technicky je zajištěno servomotorem). Přes tenzometrický člen, který sejme sílu $F(\varphi(t))$, se připojí bėrec, aby se pohyboval shodně s ramenem bioreometru. Spojení je zajištěno objímku, která sevře nohu u kotníku (viz obr 4.3). Změří se vzdálenost l objímky od osy otáčení kolene. Moment síly se určí prostým vynásobením tenzometrem změřeného úhlového průběhu síly $F(\varphi(t))$

$$M(\varphi(t)) = lF(\varphi(t)). \quad (4,2)$$

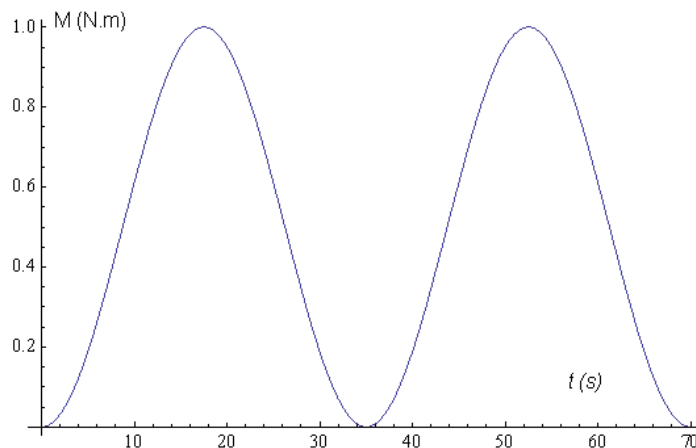
Získaná úhlová závislost momentu $M(\varphi)$ je již výše zmíněný bioreogram (obr. 4.5.). Funkce $\varphi = \varphi(t)$ vyvolávající pohyb se nyní obvykle volí ve tvaru

$$\varphi = \varphi_0 + \phi(\sin \omega_2 t)^2. \quad (4,3)$$

Pro amplitudu pohybu ϕ se většinou volí hodnota $\pi/2$. Amplitudu lze volit i menší, což je i případ této studie. Úhlová frekvence ω_2 z rovnice (4,3) byla volena $\omega_2 = 2\pi/T_2 = 2\pi/70 \text{ s}^{-1}$ a počáteční úhel ohnutí φ_0 přibližně 10° . Úhlová frekvence ω_2 a doba T_2 však nemají význam obvykle chápané úhlové frekvence ω pohybu reometru a doby T jednoho cyklu bioreometru. Znázorní-li se funkce (4,3) v intervalu 0 až $T_2 = 70 \text{ s}$ (viz obr. 3.6.), je zřejmé, že za dobu T_2 proběhnou dva cykly bioreometru, dvakrát dojde k flexi a následné extenzi. Za dobu cyklu bioreometru T je tedy přirozené označit hodnotu $T = T_2/2$; v uvažovaném případě $T = 35 \text{ s}$. Je si třeba uvědomit, že vzhledem k platnosti relace

$$\sin^2 \alpha = \frac{1}{2}(1 - \cos 2\alpha) \quad (4,4)$$

je obvykle uvažovaná úhlová frekvence $\omega = 2\omega_2$, která je s dobou cyklu bioreometru v obvyklém vztahu úhlové frekvence a doby kmitu, $\omega = 2\pi/T$.



Obr. 3.6. Funkce (4.3) řídící pohyb ramene bioreometru znázorněná v intervalu $t < 0, 70 \text{ s}$. Hodnoty parametrů jsou $\omega_2 = 2\pi/70 \text{ s}^{-1}$, $\phi = 1 \text{ N.m}$, $\phi_0 = 0^\circ$, $T_2 = 70 \text{ s}$.

Bioreogram popisuje reologické vlastnosti kolenního kloubu. Pro expertní hodnocení není nutno podrobněji analyzovat, o jaké reologické vlastnosti se jedná. Pokud je záměrem provést hlubší analýzu výsledků a umožnit porovnání výsledků získaných na různých pracovištích různými experty, je nutné upřesnit, jaké reologické vlastnosti jsou bioreometrem zjišťovány.

System kolenního kloubu se pokládá za jeden celek, jehož viskoelastické vlastnosti jsou vyjádřeny modelem kelvinovského typu, ve kterém jsou však veličiny přizpůsobeny tomu, že hledáme vztah mezi úhlem ohybu kolena φ a momentem síly M (φ). Proto má elastický člen označený M_1 význam momentu síly, kterým se koleno brání otáčení, když viskózní odpor lze zanedbat a viskózní člen $\eta_M(\varphi)$ má význam momentu síly potřebného k otáčení kolene jednotkovou úhlovou rychlostí.

Další úpravou je, že na rozdíl od běžného Kelvinova modelu (např. Havránek, 2007), je pokládán elastický člen M_1 i viskózní člen $\eta_M(\varphi)$ ne za konstantní, ale za funkci úhlu φ . Mezi momentem síly $M(\varphi)$ měřeným bioreometrem a funkcí $\varphi = \varphi(t)$, určující časový průběh natočení jeho pohyblivého ramene, platí vztah:

$$M(\varphi) = M_1(\varphi) + \eta_M(\varphi) \frac{d\varphi}{dt} . \quad (4,5)$$

Tento vztah je výchozí pro analýzu bioreogramu. Zde lze nalézt také postup vedoucí k jednoduché parametrizaci bioreogramů tak, jak jej uvádí např. Prokešová (2008) pro hodnocení velkých souborů probandů. V této práci jsou zmíněné postupy použity jen z části. Pro popis specifických bioreogramů byla zavedena další kritéria.

3.4.2 Parametry hodnocení bioreogramu

A) Obecné parametry hodnocení:

1) Ztráta energie při pohybu – účinnost kolenního kloubu

K této ztrátě dochází zejména třením kloubních ploch a přilehlých struktur, viskozitou synoviální tekutiny, viskózním třením ve svalech, atd. Ztracená energie je přeměněna na teplo. Její velikost je tedy ovlivněna zejména vlastnostmi a tvarem artikulujících povrchů, množstvím a kvalitou synoviální tekutiny, přítomností mechanických překážek a částečně také stavem svalového aparátu. Tato ztráta odpovídá velikosti plochy ohraničené křivkou, respektive její horní a dolní částí, a je vztažena k celkové vykonané práci při flexi a extenzi kolene. Vypočtena je z poměrů integrálních ploch v grafickém znázornění smyčky. Pohyb v kolenu, stejně jako v každém jiném kloubu, by měl být co možná nejefektivnější, to jest s minimálními ztrátami, tedy s maximální účinností. Rozumí se v relaxovaném režimu. U zátěžových režimů tato podmínka nemusí platit. Ve výsledcích je tento parametr označen jako ztrátová energie ***Ed*** v jednotkách **J**.

2) Tuhost kolenního kloubu

Tuhost kolenního kloubu je velikost odporu proti pohybu. Tento odpor by měl být opět v uvažovaném rozsahu co možná nejmenší. Závisí zejména na volné délce a tuhosti vazů, šlach a kloubního pouzdra a klidovém svalovém napětí. Je stanoven jako průměrná směrnice aproximační funkce při flexi a vypočten z derivace příslušné aproximační funkce. Na bioreogramu je to směrnice přímky, která je dána 2 body – v minimálním a maximálním úhlu, tedy body zvratu mezi flekční a extenční fází křivky (viz obr. 3.8.). Tento parametr je označen jako efektivní tuhost ***KI*** v jednotkách **Nm/rad**.

3) Kolísání odporového momentu

Flexe kolene prováděná v pasivním režimu při dobré svalové relaxaci je pohyb, který při záznamu momentu sil nevykazuje anomální frekvenční charakteristiky. Vlivem přítomnosti mechanických nerovností a překážek, různých dráždivých podnětů při pohybu nebo neschopností svalové relaxace vykazují naměřené křivky jisté lokální

výkyvy odporu – tedy přítomnost různých artefaktů či roztřesení. Míra velikosti těchto odchylek je pak dalším parametrem poskytujícím informaci o okamžitém stavu reologie kolene. Hodnotící parametr se nazývá efektivní amplituda výkyvu odporového momentu. Jedná se o plochu frekvenčních výchylek vzhledem k hladké aproximaci vztaženou k délce této křivky. Je ve stejných jednotkách jako odporový moment – **Nm**, a čím je parametr hodnocení menší, tím je stav kolene lepší.

4) Expertní hodnocení

Jelikož je tvar odporových křivek při ohybu kolene dosti složitý a specifický, a tedy těžko komplexně postižitelný zjednodušujícími výpočtovými parametry, připojuje se jako pomocné kritérium subjektivní hodnocení správnosti tvaru a jeho progresu. Toto hodnocení je prováděno odbornou expertizou jako inter a intraindividuální srovnání na podkladě mnoha provedených pokusů. Výstupem hodnocení je identifikace specifického bioreogramu pro další analýzu.

B) Specifické parametry hodnocení bioreogramu:

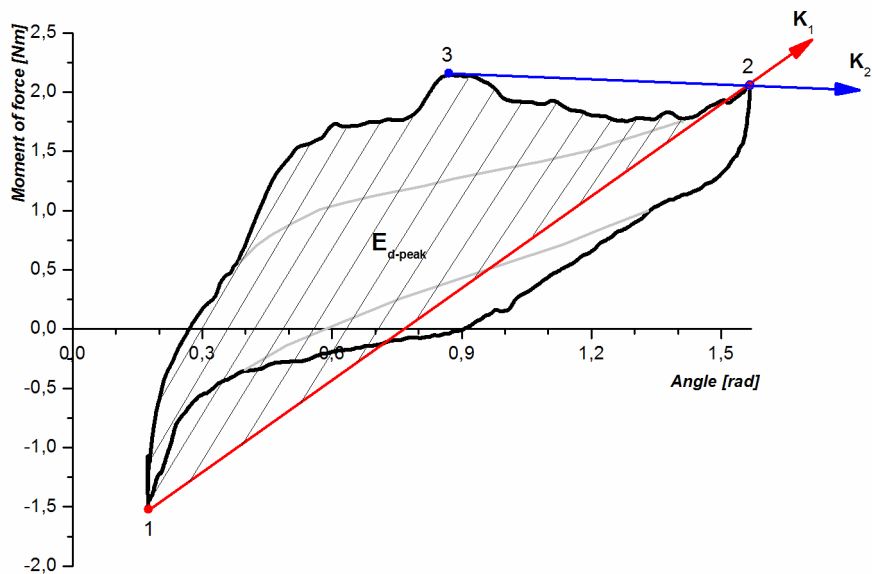
- 1) **K2** – směrnice přímky dané dvěma body – lokálním maximem ve vrcholu „vyboulení“ na flekční části křivky a bodem zvratu v maximálním úhlu křivky, jednotky **Nm/rad**
- 2) **K1-K2** – rozdíl hodnot obou směrnic
- 3) **Ed-peak** – plocha, která je vymezena flekční částí křivky a směrnicí **K1** v jednotkách **J**. Odpovídá ztrátové energii při lokálním navýšení tuhosti v průběhu flexe.
- 4) **Ed-peak/K1** – normalizovaný parametr, usnadňuje porovnání kloubů s rozdílnou celkovou tuhostí, jednotky **rad²**
- 5) **Ed/K1** – normalizovaný parametr hodnocení, jednotky **rad²**

Směrnice **K**, **K2** a plocha **Ed-peak** jsou znázorněny na obr. 3.8..

Tyto parametry byly stanoveny na základě vyskytujících se specifík po provedení a vyhodnocení dalších měření. Parametry se týkají přítomnosti lokálních maxim, inflexních bodů, průběhu šířky smyčky, atd. Pro zachování co největší

objektivitu hodnocení byla vypracována přesná metodologie zpracování naměřených dat. Hodnoceny byly pouze smyčky s dostatečnou opakovatelností.

Specifickým nálezem bylo charakteristické „vyboulení“ horní části křivky, tedy lokální navýšení tuhosti/odporu v průběhu pohybu do flexe. Parametry byly definovány tak, aby tento specifický nález co nejpřesněji charakterizovaly.



Obr.3.8. Bioreogram s vyznačením vybraných parametrů hodnocení - směrnice K1 červeně, K2 modře, Ed-peak šrafovaná plocha, idealizovaný bioreogram naznačen šedou křivkou
(Kubový a kol., 2010).

3.5 Statistické zpracování

Statistické zpracování bylo zaměřeno na hledání korelací mezi výsledky klinického hodnocení na jedné straně a výsledky radiologického respektive bioreometrického vyšetření na straně druhé. Analýza hodnot byla provedena v programu OriginPro 8. Vzhledem k charakteru srovnávaných dat byl užit *Spearmanův korelační koeficient* a jeho signifikance.

4 VÝSLEDKY

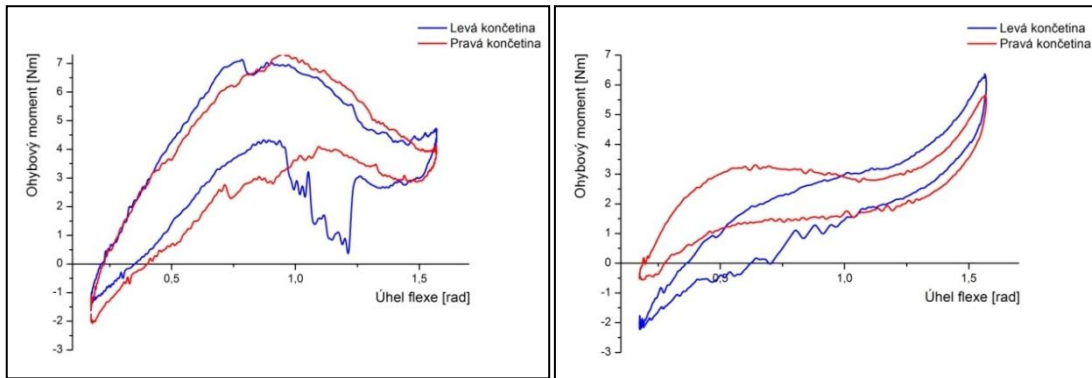
4.1 Expertní vyhodnocení

Již při pouhém expertním vizuálním hodnocení je patrný výskyt charakteristického zakřivení horní části křivky – tedy ve fázi pohybu do flexe. Typické „vyboulení“ křivky v oblasti flekční fáze bioreogramu lze považovat za specifický nález. Tento nález odpovídá lokálnímu navýšení tuhosti, tedy momentu síly pasivního odporu, ve fázi flexe a odpovídá důsledkům tvarové změny femoropatelního kloubu. Tento průběh pohybu pately způsobuje zvýšení napětí jednotlivých komponent extenčního aparátu u sledovaného souboru s vrcholem v oblasti průměrně kolem 37° flexe (parametr *max x* – hodnota na ose *x* v bodě lokálního maxima). Tuto výslednou hodnotu lze považovat za jakýsi *bod zlomu*, kdy dochází k maximálnímu navýšení lokální ohybové tuhosti kloubu. V průběhu pohybu do flexe dojde k dočasnému maximálnímu zatížení extenčního aparátu vlivem změny trajektorie. Následně dojde k uvolnění při sklouznutí pately do kladky mezi kondyly femuru. Absolutní hodnota vrcholu křivky (*bod 2* na ose *y*) vyjadřuje celkovou tuhost měřeného kloubu. Tato tuhost roste zejména tahem extenzorů kolene a s celkovou konstituční tuhostí vlivem habitu, muskulatury apod. Není to signifikantní hodnota pro závažnost patologie kolenního kloubu – nesouvisí s předpokladem, že je větší, čím je horší patologie kloubní.

Na vybraných bioreogramech probandů č. 5 a 13 lze názorně dokumentovat přítomnost typického „vyboulení“ horní křivky (flekční fáze pohybu) u obou (proband č.5), respektive pravého kolenního kloubu (proband č. 13) (viz tab. 5.1 a obr. 5.1.). U probanda č.5 se toto lokální maximum nachází v 54° u levého a 41° u pravého kloubu. U obou kloubů výrazně převyšuje hodnota ohybového momentu maximum v bodu zvratu křivky. Korelát lze najít v klinickém obraze, kde tíže postižení dosahuje hodnot 67 a 61 bodů Lysholmova skóre. Zde hodnotíme nález jako významný pro zhodnocení tíže postižení.

U probanda č.13 je dosaženo lokálního maxima podstatně dříve, v 39° a 26°. Hodnota ohybového momentu u pravého kloubu, jehož bioreogram vykazuje specifické „vyboulení“, je poloviční ve srovnání s hodnotou v bodu zvratu křivky. U levého kolenního kloubu lze hodnotit postižení jako mírné, Lysholmovo skóre dosahuje

slušných 83 bodů. Vysoké hodnoty ohybového momentu v bodě zvratu a celkovou strmost křivky hodnotíme jako projev celkové tuhosti kolenního kloubu, u tohoto jedince dané zejména konstitučně při nadváze a muskulatorním habitu s nejvyšším BMI ze všech zkoumaných probandů (BMI=27).



a)

b)

Obr. 5.1. Bioreogramy probandů č. 5 (a) a 13 (b) – levé kolenní klouby modrá křivka, pravé červená

Tab. 5.1. Vybrané parametry – probandi č. 5 a 13.

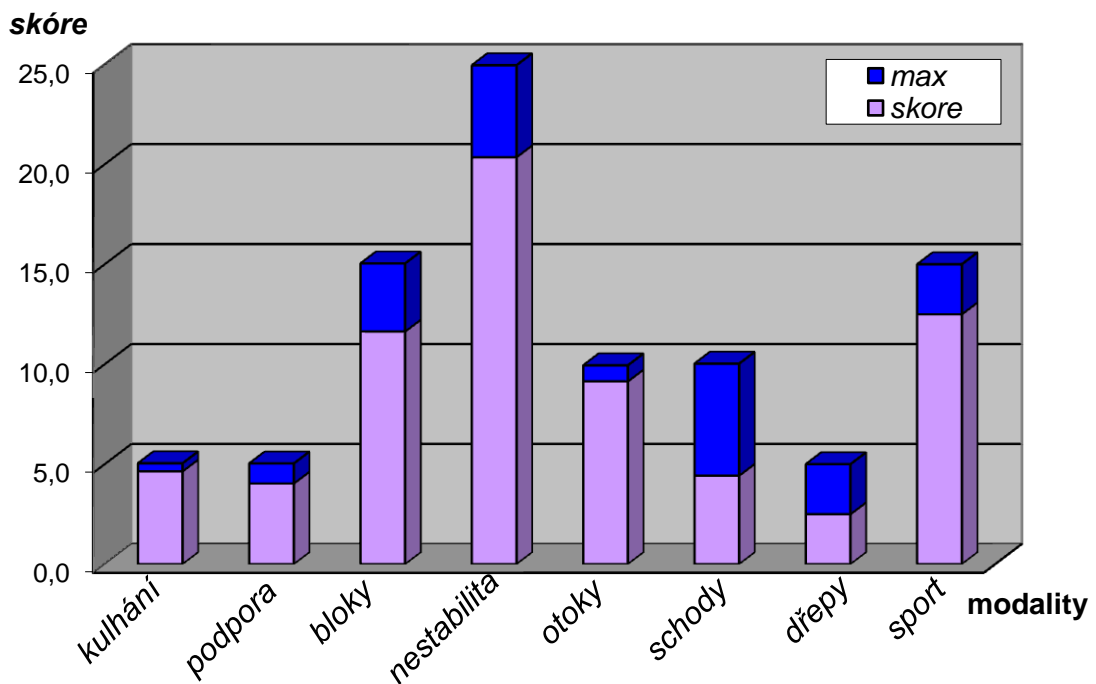
proband	klinická data			radiologie			bioreometrie				
	věk	BMI	Lysholm skóre	$\Delta\alpha$ [°]	α -axis [°]	Δx [mm]	K1-K2 [Nm/rad]	Ed-peak [J]	Ed-peak/K1 [rad ²]	Ed/K1 [rad ²]	max x [°]
L	23	25,4	67	0	13	0,8	7,77	4,59	1,05	0,85	54
5 P			61	0	11	1,5	9,37	4,97	1,29	0,96	41
L	36	27,2	83	-6	23	-1	1,45	0,79	0,13	0,31	39
13 P			78	-24	24	1,6	2	0,95	0,22	0,44	26

4.2 Klinická data

Průměrná hodnota Lysholmova skóre celé skupiny probandů byla 69,5 bodů (minimální hodnota 56 bodů, maximální 83 bodů). Tuto skupinu lze tedy považovat za reprezentativní vzorek populace s klinickou manifestací syndromu bolesti předního segmentu kolenního kloubu (maximální možná hodnota je 100 bodů).

Z výsledků je dále patrné, že v jednotlivých modalitách denních aktivit se vyskytují u sledovaných probandů potíže různě. Graficky jsou výsledky znázorněny na

obr. 4.1. – fialově dosažené skóre, modře rozdíl od maximálních možných hodnot pro jednotlivé modalitty.



Obr. 4.1. Jednotlivé modalitty Lysholmova skóre

V největší míře je to u aktivit spojených s fyzickou námahou, především se zatížením kolenního kloubu pohybem do flexe a aktivitách vyžadujících zapojení extenčního aparátu. Chůze po schodech dosahuje průměrné hodnoty 4,4 v rozmezí 2 až 6 bodů. Dřepování má průměrnou hodnotou 2,5 bodu v rozmezí 0 až 4 body – tedy i prakticky nemožnost provedení hlubokého dřepu! Potíže při zatížení během sportu dosahuje průměrné hodnoty 12,5 bodu v rozmezí 10 až 20 bodů. V menší míře si probandi stěžují na pocit nestability (průměrně 20,4 bodu), bloky (průměrně 11,6) a otoky kloubu (průměrně 9,1 bodu). Kulhání a nutnost použití podpurných pomůcek (ortézy, bandáže apod.) se vyskytují zřídka.

4.3 Výsledky radiologické studie

Ve sledovaném souboru probandů byly průměrné hodnoty ve sledovaných parametrech následující:

- Průměrný úhel α -femur kloubní plochy femuru byl 122°,

- průměrný úhel *α -patella* kloubní plochy pately byl 111°,
- průměrná hodnota vzájemného posunu os úhlů obou kloubních ploch pately a femuru (Δx) byla 11 mm,
- průměrná hodnota úhlu mezi osami obou kloubních ploch pately a femuru (*α -axis*) byla 12°.

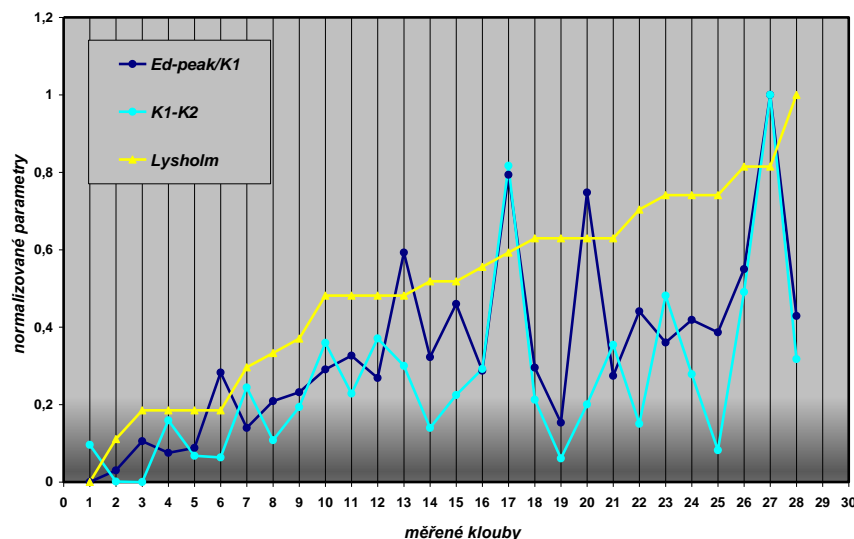
Z parametrů radiologické studie je patrná korelace mezi rozdílem úhlů artikulujících kloubních ploch $\Delta\alpha$ v podobě nepřímé úměry k věku a habitu probanda (*BMI*). Rozdíl mezi úhly kloubních ploch byl méně výrazný s přibývajícím věkem a narůstající tělesnou hmotností vyšetřovaných osob.

Odklon pately vyjádřený veličinou *α -axis* byl naopak výraznější u těžších osob.

Klinické projevy v podobě potíží při silovém zatížení femoropatelního aparátu u provádění dřepů jsou výraznější u asymetricky zatěžovaných kloubů v průběhu pohybu, tedy v korelaci s laterálním posunem pately oproti femuru (Δx).

Pomocné normalizované hodnoty *sumRTG* nejeví významné projevy korelace k jinému ze sledovaných parametrů.

4.4 Výsledky bioreometrického měření



Obr. 4.1. Graf korelace vybraných bioreometrických parametrů a celkové hodnoty Lysholmova skóre - měřené klouby jsou seřazeny v pořadí vzestupně dle tíže postižení (obrácené hodnoty Lysholmova skóre).

Prezentované výsledky experimentální fáze jsou nosným materiálem této práce a podkladem pro formulaci praktického přínosu studie. V tabulce 5.7. jsou uvedeny parametry, které charakterizují specifické zakřivení bioreogramů – bod lokálního maxima (*bod 2*), bod vrcholu křivky (*max x*) a normalizované parametry charakterizující plochu ztrátové energie – tzv. „vyboulení“ křivky (definice viz kapitola 4.4.4 Parametry hodnocení bioreogramu).

Graf 4.1. vybraných normalizovaných bioreometrických parametrů vyjadřuje vzrůstající tendenci při seřazení dle obrácené hodnoty Lysholmova skóre. Pro názornost jsou měřené klouby seřazeny dle stupně postižení od nejmenšího po nejvážnější. Reálně je zde nepřímá úměra, to znamená, že čím větší je udávaná hodnota vyjadřující abnormalitu, tím horší je vykázaná hodnota při klinickém Lysholmově skórování (proto použití normalizovaných parametrů a obrácené hodnoty Lysholmova skóre).

Tabulka 4.3. Spearmanova korelačního koeficientu a signifikance prokazuje korelaci mezi vybranými bioreometrickými parametry a klinickým obrazem. Opět jsou zvýrazněny významné hodnoty

Tab. 4.3. Spearmanův korelační koeficient a jeho signifikance – porovnání bioreometrických a klinických parametrů.

		<i>věk</i>	<i>BMI</i>	<i>schody</i>	<i>dřepy</i>	<i>sport</i>	<i>Lysholm</i>
<i>K1-K2</i>	<i>Spearman Corr.</i>	0,002	0,258	-0,294	-0,070	-0,346	-0,552
<i>K1-K2</i>	<i>Sig.</i>	0,991	0,185	0,129	0,723	0,072	0,002
<i>Ed-peak</i>	<i>Spearman Corr.</i>	-0,081	0,240	-0,385	-0,235	-0,533	-0,668
<i>Ed-peak</i>	<i>Sig.</i>	0,681	0,218	0,043	0,228	0,003	0,000
<i>Ed</i>	<i>Spearman Corr.</i>	-0,103	0,393	-0,285	-0,268	-0,159	-0,265
<i>Ed</i>	<i>Sig.</i>	0,601	0,039	0,141	0,168	0,419	0,173
<i>Ed-peak/K1</i>	<i>Spearman Corr.</i>	-0,272	-0,207	-0,593	-0,351	-0,773	-0,755
<i>Ed-peak/K1</i>	<i>Sig.</i>	0,162	0,290	0,001	0,067	0,000	0,000
<i>Ed/K1</i>	<i>Spearman Corr.</i>	-0,395	-0,230	-0,629	-0,378	-0,512	-0,461
<i>Ed/K1</i>	<i>Sig.</i>	0,038	0,238	0,000	0,048	0,005	0,014

4.5 Souhrnná interpretace výsledků

- Pro prezentaci výsledků a formulaci závěrů byly definovány specifické parametry hodnocení jednotlivých fází studie.
- Je prokazatelná korelace mezi morfologickou abnormalitou, objektivizovanou radiologickým nálezem laterálního posunu pately, a klinickými potížemi při silovém zatížení femoropatelárního kloubu během dřepování.
- Výraznější klinické potíže neodpovídaly vyšším hodnotám sledovaných parametrů radiologické studie.
- Z naměřených výsledků dále vyplývá prokazatelná souvislost mezi klinickými projevy morfologické změny patelofemorálního extenčního aparátu a funkční, respektive reologickou odezvou, systému kolenního kloubu naměřenou při pasivní flexi kloubu.
- Typická visuálně hodnotitelná deformace horní části křivky bioreogramů značí navýšení ohybového momentu síly pasivního odporu ve fázi flexe. Průměrná hodnota vrcholu „vyboulení“ flekční fáze křivky byla u sledovaného souboru měřených kolenních kloubů 37°.
- Vybrané parametry hodnocení bioreogramů, které vystihují velikost a plochu charakteristické deformity křivek, jsou v korelaci se závažností klinických obtíží. Zejména s pohybovými aktivitami, kdy dochází k zatěžování kolenního kloubu do flexe.

5 DISKUZE

5.1 Zhodnocení provedené studie

V provedené studii byl podrobně zhodnocen soubor 28 kloubů u 14 probandů s různě vyjádřeným klinickým syndromem femoropatelární poruchy.

Klinickým vyšetřením a standardizovaným dotazníkem Lysholmova skóre byl stanoven a kvantifikován stupeň postižení. Hodnocení bylo doplněno radiologickým vyšetřením a bioreometrickým měřením. Kromě standardně užívaných metod

hodnocení byla jak u radiologického, tak u bioreometrického vyšetření zavedena některá nová kritéria a parametry hodnocení (viz kapitola 3 Metodika a experiment).

Tímto postupem se podařilo najít vztahy mezi klinickým obrazem postižení a jeho projevy při radiologickém vyšetření a bioreometrickém měření. Byla zhodnocena korelace mezi klinickým obrazem postižení, jeho RTG a bioreometrickým nálezem. Vazba mezi klinickým obrazem a zobrazovacím RTG vyšetřením je poměrně slabá. Závažnost RTG nálezu byla vázána na habitus, věk probanda a klinické projevy při provádění dřepů (viz kapitola 4.3 Výsledky radiologické studie).

V bioreometrickém vyšetření je na první pohled (expertní hodnocení) patrné „vyboulení“ flekční fáze křivky. Výsledky statistické studie ukazují, že bioreometrické vyšetření lépe koreluje s klinickými údaji než vyšetření RTG (viz kapitola 4.4 Výsledky bioreometrického měření).

Za hlavní výsledek této studie je proto pokládáno zavedení bioreometrického vyšetření jako nové a účinné metody pro objektivizaci postižení femoropatelárního kloubu. Je také důležité, že se podařilo stanovit parametry, kterými lze charakterizovat bioreogram osob s tímto postižením.

5.2 Výsledky studie v kontextu s konvenčními postupy

Prvotním impulsem a základní myšlenkou této práce bylo vyvinout metodu funkčního objektivizačního vyšetření vhodného k detekci konkrétního typu morfologické abnormality kolenního kloubu a výsledky pak porovnat s konvenční paraklinickou vyšetřovací metodou.

V klinické praxi jsou lékaři a terapeuté při diagnostice a léčbě pohybového aparátu odkázáni především na výsledky radiologických zobrazovacích metod, které se hodnotí v kontextu s výsledky vlastního klinického vyšetření a anamnestickými údaji [např. (Carson a kol., 1984), (Dixit a kol. 2007), (Janda, 1972)]. Na základě anamnestických údajů a výsledků pomocných vyšetření je stanovena diagnosa a zvolena další strategie diagnosticko terapeutického postupu. Zpětná vazba z hodnocení dílčích výsledků pomocných vyšetření a průběhu onemocnění je nezbytnou součástí procesu.

Potíže a onemocnění pohybového aparátu lze dělit na dvě základní skupiny – onemocnění funkční a strukturální (např. Janda, 1982). Z klinické zkušenosti ale

vyplývá, že klinické obrazy a tíže symptomů různých onemocnění kolenního kloubu nemusí přesně korelovat se závažností morfologických změn, které nabízejí radiologické metody [např. (Lewit, 2003), (Tolouei a kol., 2005)]. Bolest je základní sledovaný symptom, jeden z nejčastějších příznaků, které udává postižený jedinec, pokud vyhledá lékařskou péči. Změny funkce, nejčastěji ve smyslu omezení rozsahu nebo stereotypu provedení pohybu, jsou parametry, které zpravidla nepřivádí pacienty do zdravotnických zařízení. Jsou však předmětem vstupního hodnocení, sledují se v průběhu léčebného procesu a mají být dokladem o výsledku léčebného procesu.

To může být velmi problematické. Konkrétně u pacienta s radiologickým nálezem dysplazie pately bude výsledek konvenčního vyšetření, prostého rentgenového snímku, totožný se stavem před i po konzervativní léčbě. Je pod rozlišovací schopnost konvenčních metod zachytit funkční změny v podobě například změny napětí poškozených měkkotkáňových struktur a tím ovlivnění bolesti. Konvenční zobrazovací metody navíc povětšinou nenabízejí možnost dynamického vyšetření či vyšetření v zátěži. Funkci tak nelze přesvědčivě detekovat a informaci o stavu lze získat pouze zprostředkovaně hodnocením již zmiňované bolesti.

Přestože vyšetřovací testy a parametry hodnocení jsou standardizované, některé postupy a algoritmy jsou nejednotné. Neustále se vyvíjejí tak, jak se rozšiřují poznatky k dané problematice a možnosti v rámci technologického rozvoje. Reliabilita, senzitivita a specifika detekčních metod jsou různé, vyšetřovací manévry a testy nemohou tak být opravdovým objektivním funkčním hodnocením [např. (Pagenstert a Bachmann, 2008), (Fitzgerald a McClure, 1995)].

V laboratoři BEZ katedry anatomie a biomechaniky bylo vyvinuto a dále se modifikuje zařízení k měření pasivního odporu kolenního kloubu – bioreometr. Na rozdíl od ve světě doposud použitých přístrojů, arthrometrů, goniometrů apod. [např. (Heerkens a kol., 1987), (Komistek a kol., 2005)], je způsob měření ojedinelý tím, že vlastní měření probíhá v horizontální poloze vyšetřovaného a jsou tak zmírněny další vlivy, zejména neurofyziologické a gravitace. Metoda měření je neinvazivní, dobře akceptovatelná pro vyšetřovaného, nebolestivá, časově nenáročná. Také pro způsob měření pasivním pohybem do flexe a extenze bylo toto zařízení vybráno pro hodnocení vlivu extenčního aparátu na změnu celkových reologických vlastností kolenního kloubu.

Rozklíčování zmíněných vazeb je důležité pro pochopení mechanismů vzniku a možností léčby medicínského klinického syndromu bolesti předního segmentu kolenního kloubu. Na základě nových aspektů a vlastních zkušeností, které byly získány v průběhu studia biomechaniky, problematiky reologie kolenního kloubu a spolupráce při vývoji měřicího zařízení bioreometru v laboratoři mateřského pracoviště, byly definovány parametry hodnocení radiologické části studie (viz kapitola 3.3.2 Přehled měřených parametrů radiologického vyšetření). Inspirací byly tradiční práce autorů Merchanta, Insalla, Salvatiho, Wiberga a dalších. (viz disertační práce, kapitola 3.3.2 Konvenční zobrazovací metody).

Zvolené parametry hodnocení radiologické studie (měření úhlů kloubních ploch, jejich rozdíl, rozdíl os těchto úhlů a jejich vzájemný laterální posun) kvantifikují jevy, které jsou označovány jako posun a odklon pately, a které jsou při radiologickém vyšetření popisovány. Tyto hodnoty lze potom porovnávat se zvolenými parametry hodnocení výsledných bioreogramů, které kvantifikují opakované specifické „vyboulení“ křivky bioreogramů. Opět se jedná o parametry specifické pro tvarové změny výsledných křivek, jiné než ve své disertační práci o bioreodiagnostice definuje Prokešová (Prokešová, 2008).

V konfrontaci s výsledky předchozí studie či předexperimentu [(Kubový a kol., 2010), (Říha a kol., 2010)] jsou celkové výsledky studie v rámci této disertační práce poněkud odlišné. Na menším souboru kloubů byla prokázána korelace mezi klinickými příznaky, výsledky radiologického vyšetření a bioreometrií. V rámci zmíněné předchozí studie byl porovnáván pouze obecný klinický parametr - výskyt bolesti.

V rámci této disertační práce nebyla přesvědčivě prokázána tendence, kdy by výraznější klinické potíže odpovídaly vyšším hodnotám parametrů radiologické studie. Korelace mezi klinickým stavem a radiologickým nálezem spočívá v pozitivním nálezu morfologické abnormality tvaru pately. V souladu s praktickou medicínskou zkušeností nelze proto odkazovat závažnost projevů pouze na velikost odchylky zjištěné v rámci strukturálního zobrazovacího vyšetření. Výsledky studie prokazují korelace mezi posunem pately a klinickými potížemi při dřepování, přestože průměrná hodnota nedosahuje závažných hodnot, pokud počítáme i se zápornými hodnotami, které znamenají posun mediálně. Tento fenomén lze vysvětlit faktickou změnou trajektorie pately. Vlastní objektivizace tohoto děje je předmětem kinematické analýzy nad rámec této práce.

Modifikovaná trajektorie průběhu způsobuje zvýšení napětí celého extenčního aparátu, které dosahuje u zdravého kloubu vrcholu v oblasti kolem 45° flexe, kdy je v kontaktu s kondyly femuru největší plocha pately (Fernandez, 2005). Mění se rovněž rozložení tlaku na kontaktních kloubních plochách. Průměrná hodnota vrcholu „vyboulení“ flekční fáze křivky byla u sledovaného souboru měřených kolenních kloubů 37°. Z toho je patrné, že lokální maximum tuhosti způsobené zvýšením napětí při asymetrické trajektorii pately je vyšší a dostavuje se v menším úhlu ohybu kloubu, než je tomu u nepoškozeného kloubu.

Kolenní kloub je otevřený systém (Konvičková a Valenta, 2006). V rámci této studie změřené struktury stejně jako ostatní komponenty pohybového aparátu vykazují vlastnosti biomateriálů včetně schopnosti adaptace a dynamiky (Říha, 2006). Z uvedeného je zřejmé, že celková reologická odezva kolenního kloubu je závislá na stavu extraartikulárních struktur i na tribologii vlastního synoviálního kloubu. Proto je v této práci použit termín *systém kolenního kloubu*.

5.3 Možnosti rozvoje metody

Rozvoj metodiky strukturálního vyšetření

Opakovaně zde byl zmíněn záměr objektivní detekce funkce pohybového aparátu, konkrétně segmentu kolenního kloubu. Možnosti rozvoje strukturálních zobrazovacích metod jsou v zásadě dvě. Jedna cesta je vývojem nových metod. Druhá možnost je inovace a modifikace konvenčních postupů, využití dynamických projekcí, případně zobrazení požadované struktury v různých režimech zatěžování [např. (Powers, 2000), (Patel a kol., 2003), (Fukui a kol., 2003)].

V radiologické fázi této studie byla patrná snaha vycházet a čerpat data získaná z běžných rentgenových projekcí. Nabízí se námitka na využití preciznějšího zobrazení computerovou tomografií nebo magnetickou rezonancí, nicméně toto vyšetření není v problematice klinického syndromu bolesti předního segmentu kolenního kloubu považováno za metodu první volby (např. Siu a kol., 1991). Navíc velikost vrstvy chrupavky v místě kontaktu kloubních ploch lze nepřímou posoudit i při pouhém zobrazení kostního skeletu (Muellner a kol., 1998).

Studiem kinematiky pohybu kolenního kloubu bylo zjištěno, že kombinace axiálních projekcí cílených na šterbinu femoropatelního kloubu, provedených v různých fázích pohybu, např. 30°, 60°, 90° a 120° flexe (označovaných také jako defilé pately) mohou přinést přesnější informaci o změnách morfologie kloubu v průběhu pohybu. Tímto postupem lze mimo vlastní tvar kloubních ploch zachytit rovněž vzájemnou polohu a její změny v průběhu pohybu kolenního kloubu do flexe. Takto získaný soubor dat zvolených parametrů hodnocení snese preciznější analýzu i v korelaci s bioreometrickým měřením.

Stejně tak se nabízí zobrazení kloubu pod zatížením cíleně ve zvoleném úhlu ohybu kloubu. Lze předpokládat změny centrace pately v kladce femuru volní aktivací svalu, případně porovnání při elektrostimulaci jednotlivých komponent.

Rozvoj bioreodiagnostiky

Metoda měření sama o sobě nabízí možnost neinvazivní detekce ohybové tuhosti kolenního kloubu při určeném vynuceném pasivním pohybu. Pro tento konkrétní typ klinického onemocnění, charakterizovaný specifickou morfologickou změnou femoropatelního kloubu, vykazuje specifický abnormální nález při měření. Tím je lokální nárůst ohybové tuhosti s vrcholem v průměru kolem 37° flexe. Bližší identifikace popsané abnormality je možná zaměřením na vybraný stupeň ohybu kloubu a oscilací, kmitáním, případně nastavením rychlosti a rozsahu na 10° až 30° kolem tohoto bodu. Vyšší rychlost umožňuje podrobnější zachycení viskózní složky.

Další možností je měření při aktivním pohybu volní aktivací svalů, případně elektrostimulací pulsem o definované amplitudě, tvaru a délce.

Je ke zvážení, zda by nebylo vhodné do reologického modelu systému kolenního kloubu zařadit i člen vyjadřující suché tření, tj. plastický Saint-Venantův člen.

Další možnosti využití

V terapii pohybového aparátu se k obnovení rozsahu pohybu a svalové síly velmi často využívá cvičení na přístrojích. Na některých světových výstavách a trzích, zejména asijských, by se mohlo zdát, že v budoucnu bude medicína další činností, kde

lidský faktor bude postupně nahrazen stroji. Představa to není zcela nereálná při zohlednění dalších faktorů, jako například logisticko ekonomických.

Na možnost využití měření tuhosti segmentu pohybového aparátu v průběhu přístrojového cvičení lze nahlížet ze dvou aspektů. Jedním je schopnost přístroje nabídnout tzv. *feedback*, využití zpětné vazby při cvičení ke zlepšení efektivity, stimulace a motivace. Visualizace aktuálního průběhu pohybu vhodnou grafikou může podat důležitou informaci pro pacienta podobně jako pro vyšetřujícího a umožní další korekci či individualizaci. Dalším aspektem je opakovaně zmiňovaná objektivizace, tentokrát průběhu prováděného cvičení.

Takto získaná data lze dále analyzovat, archivovat pro další vyhodnocení léčebně-diagnostického procesu, a to jak pro účely medicínské, tak i z důvodů například forezních.

6 ZÁVĚR

Z výsledků provedené studie „*Vliv morfologických změn femoropatelárního skloubení na celkovou reologickou odezvu systému kolenního kloubu*“ plynou tyto závěry:

- Z klinického vyšetření zřejmý ***syndrom femoropatelární poruchy lze objektivně detekovat jak konvenčním radiologickým vyšetřením, tak bioreometrickým měřením.***
- **Radiologické vyšetření poskytuje statický morfologický obraz**, dobře detekuje anatomickou příčinu potíží, ale z udávaných potíží probandů reflektuje prokazatelně jen potíže při provádění dřepů.
- **Korelace klinických dat a bioreometrického měření**, které vyhodnocuje funkci kolenního kloubu při flexi a extenzi, **je podstatně vyšší než korelace klinických dat a radiologického vyšetření.**

V průběhu studie **byly upřesněny parametry hodnocení radiologického vyšetření a definovány parametry bioreometrického měření.** Výsledky těchto fází studie byly porovnány s klinickými příznaky.

Z naměřených výsledků vyplývá **prokazatelná souvislost mezi klinickými projevy morfologických a funkčních změn femoropatelárního extenčního aparátu a reologickou odezvou systému kolenního kloubu** naměřenou při pasivní flexi kloubu.

Podrobněji lze bioreogram získaný biometrickým měřením popsat a vysvětlit takto: **Specifická deformace horní části (flekční fáze) křivky bioreogramu, která je patrná již při visuálním hodnocení, znamená momentální navýšení ohybového momentu ve fázi flexe.** Tato odpověď je důsledkem změny trajektorie pohybu pately mezi kondyly femuru v průběhu pohybu do flexe. Místo „hladkého“ průběhu v celém rozsahu fyziologického pohybu dochází vlivem asymetrie tvaru a polohy pately vzhledem ke kondylům femuru k vynucenému průběhu pohybu a změně tlaků na kloubní plochy. Takto modifikovaná trajektorie pohybu může být zdrojem klinických příznaků včetně bolesti.

Z provedené studie vyplynulo, že **bioreometrie, která je neinvazivní *in vivo* metodou vyšetření funkce kolenního kloubu, je vhodnou metodou pro hodnocení femoropatelární poruchy.**

Kvalitu a obecnou sdělnost tohoto vyšetření zvýšila v této práci zavedená metodika zpracování bioreogramů kolenních kloubů s tímto specifickým postižením.

Zavedením bioreometrie jako nové metody funkčního vyšetřování kolenních kloubů s femoropatelární poruchou byly cíle této disertační práce naplněny.

7 SEZNAM VYBRANÉ CITOVANÉ LITERATURY

- BARTONÍČEK, Jan; HEŘT, Jiří. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. 1. Praha : Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
- BAUMGARTL, F. *Das Kniegelenk*. Berlin-Heidelberg-New York : Springer, 1964, s. 296–318.
- CARSON, W., et al. Patellofemoral disorders: physical and radiographic evaluation : Part II: Radiographic examination. *Clinical Orthopaedics And Related Research*. 1984, 185, s. 176-186.
- ČIHÁK, R. *Anatomie I.* Praha : Avicenum, 1987. 448 s.
- DIXIT, S. et al. Management of Patellofemoral Pain Syndrome, *American Family Physician*. 2007, 75, 2, s. 194-202, 204.
- DYLEVSKÝ, I.; DRUGA, R. ; MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. Praha : Grada, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
- FERNANDEZ, J.W., et al. Integrating modelling, motion capture and x-ray fluoroscopy to investigate patellofemoral function during dynamic activity. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2008, 11, 1, s. 41-53.
- FITHIAN, D.C.; PAXTON, E.W.; COHEN, A.B. Indications in the Treatment of Patellar Instability. *The Journal of Knee Surgery*. 2004, 17, 1, s. 47-57.
- FITZGERALD, G.; McCLURE, P. Reliability of measurements obtained with four tests for patellofemoral alignment. *Physical Therapy*. 1995, 75, 2, s. 84-92
- FRANĚK, M.; TŘETINOVÁ, D. *Praktická skiografie I.* Ostrava : Ostravská univerzita, fakulta zdravotnických studií, 2009. 239 s. ISBN 978-80-7368-667-3.
- FUKUI, N., et al. A modified system of stress radiography for patellofemoral instability. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2003, 8, 85-B, s. 1128-1133. Dostupný také z WWW: <<http://web.jbjs.org.uk/cgi/reprint/85-B/8/1128.pdf>>.
- HASHEMI, J.; CHANDRASHEKAR, N.; SLAUTERBECK, J. The mechanical properties of the human patellar tendon are correlated to its mass density and are independent of sex. *Clinical Biomechanics*. 2005, 20, s. 645-652.
- HAVRÁNEK, A. *Úvod do bioreologie*. Praha : Karolinum, 2007. 224s.
- HAVRÁNEK, A. Biomechanika člověka pohledem fyzika – mechanika. *Československý časopis pro fyziku*. 2011, 3-4, s.171-177.

- HEEGAARD, J. et al. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *Journal of Biomechanics*. 1995, 28, s.1265-79.
- HEERKENS, Y.F., et al. Passive resistance of the human knee: the effect of remobilization . *Journal of Biomechanics*. 1987, 9, s. 69-77.
- JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch : 1.vyd..* Brno : IDV SZP, 1982. 139 s. ISBN 57-855-84.
- KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového ústrojí člověka*. Praha : Karolinum, 1991. 234 s.
- KENNEDY, J.C. *Injured adolescent knee*. Baltimore : Williams and Wilkins Company, 1979. 257 s.
- KOMISTEK, R.D., et al. Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *Journal of Biomechanics*. 2005, 38, s. 215-228.
- KONVIČKOVÁ, S.; VALENTA, J. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém, 1.díl*. Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 2006. 177 s.
- KUBOVY, P. et al. Patellar dysplasia and Rheological Properties if Knee Point. *Proceedings of the conference Human Biomechanics*. 2010. s. 166-172.
- LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha : Sdělovací technika. 2003, 412 s. ISBN-10: 80-86645-04-5
- MUELLNER, T. et al. Patellar alignment evaluated by MRI. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1998, 69, 5, s. 489-492.
- PAGENSTERT, G.I; BACHMANN, M. Klinische Untersuchung bei patellofemorale Problemen. *Der Orthopäde*. 2008, 37, 9, s. 890-5, 897-903. ISSN 0085-4530.
- PATEL, V.V., et al. Magnetic Resonance Imaging of Patellofemoral Kinematics with Weight-Bearing. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2003, 12, s. 2419-2424.
- POWERS, Ch. M. Patellar kinematics, Part II: The influence of the depth of the trochlear groove in subjects with and without patellofemoral pain. *Physical Therapy*. 2000, 80, 10, s. 965-973.
- PROKEŠOVÁ, M. *Reologická odezva kolenního kloubu na historii zatěžování*. Praha, 2008. 145 s. Dizertační práce. Katedra Anatomie a Biomechaniky FTVS UK Praha. Plný text dostupný v Ústřední knihovně FTVS UK.
- RAMAPPA, A.K.; BANSAL, P. Correlation of Patellofemoral Maltracking and Anterior Knee Pain. *The Orthopaedic Journal at Harvard Medical School*. 2005, 7, s. 89-91. Dostupný také z WWW: <<http://orthojournalhms.org/volume7/pdfs/ms09.pdf>>.

- ŘÍHA, M.; PROKEŠOVÁ, M. Reologie Kloubu. *Biomechanics Biofluidics and Alternative Biomaterial Substitutions*. Praha : UK FTVS. 2006, s. 43-44.
- ŘÍHA, M., Epidemiologie onemocnění pohybového aparátu, metodika prevence, diagnostiky a léčby. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, 4, 15, s. 143-149.
- RIHA, M. et al. The Influence of Patellofemoral Point Structural Anomaly on the Rheological Response of The Knee Joint. *Proceedings of the conference Human Biomechanics*. 2010, s. 166-172.
- SIU, D. et al.: A standardized technique for lower limb radiography. Practice, applications, and error analysis. *Investigative Radiology*. 1991, 26, s. 71-77.
- TEGNER, Y., LYSHOLM, J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1985, 198, s. 43-9.
- TOLOUEI, F.M. et al. CT Patellar Cortex Tilt Angle: A Radiological Method to Measure Patellar Tilt. *Iranian Journal of Radiology*. 2005, 3, s. 17-21.

Internetové zdroje:

MANSKE, R. *Evidence - Based Examination and Treatment of The Patellofemoral Joint* [online]. 2008. Kansas : Wichita State Department of Physical Therapy, 2008 [cit. 2011-06-16]. Dostupné z WWW:<http://www.kpta.com/pdf/Microsoft_PowerPoint_Intro_and_Anatomy_and_Biomechanics_of_Patellofemoral_Joint_PP_Handout_Compatibility_Mode.pdf>.