

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**REOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU PŘED A  
PO APLIKACI TOTÁLNÍ ENDOPROTEZY**

**Diplomová práce**

Vedoucí práce:

**Prof. Ing. Stanislav Otáhal, Csc.**

Zpracovala:

**Michaela Lekešová**

PRAHA, DUBEN 2008

## SOUHRN

Tato diplomová práce zahrnuje ve své teoretické části informace které, jsem čerpala z literatury jiných autorů, experimentální část obsahuje výsledky vlastního měření, které probíhalo v laboratoři BEZ FTVS UK. Proband trpěl artrózou pravého kolenního kloubu, která byla řešena chirurgicky implantací TEP. Na noze levé, byla TEP implantována již dříve. Z celkového počtu čtyř měření, dvě proběhla před operací a dvě po implantaci endoprotézy. Pro možnost analýzy jsme prováděli měření na pravé i levé končetině.

Pro účely našeho experimentu jsme využily reometru, který nám podal informaci o viskoelastických vlastnostech kloubu. Výsledky z větší části potvrdily předem dané hypotézy. Jednotlivé grafy a popis výsledků jsou uvedeny v kapitole 5.3 a 5.4. Tabulka s číselnými hodnotami měřených parametrů se nachází v příloze.

Výsledky naší experimentální práce naznačují, že po implantaci totální endoprotézy došlo ke zlepšení viskoelastických poměrů v kolenním kloubu, na základě toho lze říct, že TEP je sice krajní, ale vhodnou variantou léčby artrózy kolenního kloubu. Ovšem v tomto případě má ještě náhrada k originálu jisté dluhy, které jsou již řešeny pomocí tří a více složkových implantátů. Do budoucna by bylo velmi zajímavé srovnání vlivu těchto nových typů na reologické vlastnosti kolene, k čemuž by byl použitý reometr velmi vhodný.

## **ABSTRAKT**

**Název práce:** Reologie kolenního kloubu před a po aplikaci totální endoprotézy.

**Title:** Rheology of the knee joint before and after application total replacement knee.

**Cíl práce:** pomocí měření na bioreometru (reometru) porovnat změny v reologii kolenního kloubu před a po aplikaci totální endoprotézy. Shrnout anatomii, kineziologii, biomechaniku kolenního kloubu a totální náhrady, informovat o vývoji a současných možnostech v náhradách kolenních kloubů, posoudit vhodnost léčby artrózy totální náhradou.

**Metoda:** Při zpracování teoretických poznatků byly využity publikace různých autorů. V experimentální části práce byly využity výsledky vlastního měření na přístroji zvaném reometr. Naměřené hodnoty byly zpracovány a dále porovnávány. Práce je zaměřena na sledování závislosti mechanické impedance na úhlu flexe a extenze (hysterézní křivky) před a po aplikaci totální náhrady kolenního kloubu.

**Výsledky:** Poukazují na možnost detekce změn reologických vlastností kolenního kloubu po implantaci totální endoprotézy.

**Klíčová slova:** kolenní kloub, reologie, bioreometr, totální náhrada, hysterézní křivka.

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



Michaela Lekešová

**Poděkování:**

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu diplomové práce Prof. Ing. Stanislavu Otáhalovi Csc. za jeho odborné vedení, rady k dané problematice a podnětné návrhy při zpracování této práce. Také bych chtěla poděkovat Ing. Petru Kubovému za pomoc v průběhu zpracovávání mé diplomové práce a za jeho trpělivost a ochotu.

Svolení:

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena evidence vypůjčovatelů, kteří budou pramen literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení

Datum vypůjčení

Poznámka

## OBSAH

<b>1. ÚVOD.....</b>	<b>9</b>
<b>2. CÍLE DIPLOMOVÉ PRÁCE.....</b>	<b>10</b>
<b>3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY.....</b>	<b>11</b>
<b>4. TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....</b>	<b>12</b>
<b>4.1 Anatomické poznámky.....</b>	<b>12</b>
4.1.1 Artikulující kosti.....	12
4.1.2 Stabilizátory kolenního kloubu.....	14
4.1.3 Vaskularizace.....	22
4.1.4 Inervace.....	23
<b>4.2 Kineziologické poznámky.....</b>	<b>24</b>
<b>4.3 Biomechanika kolenního kloubu a jeho náhrad.....</b>	<b>27</b>
4.3.1 Mechanické vlastnosti tkání.....	27
4.3.2 Kinematika.....	29
4.3.3 Přenos tlakových sil v kloubu.....	32
4.3.4 Tribologie.....	33
4.3.5 Tribologie náhrady kolenního kloubu.....	34
4.3.6 Reologie kolenního kloubu.....	37
<b>4.4 Artróza kolenního kloubu (Gonartróza).....</b>	<b>38</b>
4.4.1 Patogeneze.....	38
4.4.2 Klinické projevy.....	39
4.4.3 Příčiny bolestí u artrózy.....	39
4.4.4 Rentgenové vyšetření.....	40
4.4.5 Konzervativní léčba.....	40
4.4.6 Operační léčba.....	40
<b>4.5 Konstrukce náhrad kolenního kloubu.....</b>	<b>42</b>
<b>4.6 Totální náhrady kolenního kloubu.....</b>	<b>44</b>
<b>5. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....</b>	<b>46</b>
<b>5.1 Úvod.....</b>	<b>46</b>
<b>5.2 Popis a funkce bioreometru.....</b>	<b>47</b>

5.2.1 Postup a zásady měření.....	47
5.2.2 Hysterézní křivka – bioreogram.....	48
5.2.3 Způsoby vyhodnocení bioreogramu.....	49
<b>5.3 Vlastní měření.....</b>	<b>50</b>
<b>5.4 Diskuze výsledků.....</b>	<b>60</b>
<b>6. ZÁVĚR.....</b>	<b>62</b>
<b>7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....</b>	<b>63</b>
<b>8. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....</b>	<b>68</b>
<b>9. PŘÍLOHY.....</b>	<b>69</b>



## 1. ÚVOD

Aloartroplastika je v současné době již běžně používanou chirurgickou metodou řešící ztrátu funkce kloubu. Pacientů s artrotickými potížemi stále přibývá, ale současně jde dopředu i vývoj totálních endoprotéz kloubů.

Velký význam pro návrh totální náhrady má matematické modelování a matematická simulace biomechanických procesů. A pro úspěšný matematický model je důležitý experimentální výzkum. Tvar a forma jednotlivých stavebních prvků kloubního spojení jsou tak rozmanité, že nelze zkonstruovat univerzální umělou náhradu kteréhokoliv lidského kloubu, aby plně vystihla specifické funkční vlastnosti lidského kloubu. Současný rozvoj umožňuje studovat jednotlivé části skeletu jako celek ve vhodné reologii odpovídající skutečnému stavu a funkci lidského skeletu nebo jeho části (17).

V této práci se chci zabývat reologií kolenního kloubu zasaženého artrózou a také reologií kolenního kloubu po implantaci totální náhrady. Práce podá stručný nástin anatomie, funkce a biomechaniky kolenního kloubu, také biomechaniky kloubní náhrady a artróze kolenního kloubu. Součástí práce je také případová studie týkající se tématu. Diplomová práce může sloužit jako pilotní experiment pro práce většího rozsahu.

## **2. CÍLE DIPLOMOVÉ PRÁCE**

1. Posoudit změny v reologii kolenního kloubu zasaženého artrózou.
2. Posoudit změny v reologii kolenního kloubu po aplikaci totální endoprotézy.
3. Podat stručný nástin anatomie, kineziologie, biomechaniky kolenního kloubu a totální náhrady, informovat o artróze a současných možnostech v náhradách kolenních kloubů.
4. Posoudit vhodnost léčby artrózy totální náhradou.

### 3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY

1. Průběh hysterézní křivky u nemocného kolene před a po operaci vykáže měřitelné změny v charakteru jejího tvaru a vlastností.
2. Průběh závislosti mechanické impedance na úhlu flexe a extenze (hysterezní křivka) pravého a levého kolene se nebudou po operaci výrazně lišit.
3. Očekávám, že po aplikaci totální endoprotézy se bude měnit charakter hysterézní křivky vlivem rekonvalescence.
4. Očekávám, že se bude měnit charakter hysterézní křivky neoperované končetiny vlivem měnícího se režimu zátěže.

## 4. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 4.1 Anatomické poznámky

Kolenní kloub – articulatio genus je složený a největší kloub v těle. Artikulují zde tři kosti: femur, tibia a patela. Lze jej rozdělit na kloub femorotibiální a femoropatelní, femorotibiální pak na mediální a laterální. Každý z nich je příslušným meniskem rozdělen na část femoromeniskální a meniskotibiální. Na jeho stavbě se podílejí artikulační kosti, kloubní pouzdro, vazy a svaly, společně označované jako stabilizátory (2,18).

#### 4.1.1 Artikulační kosti

##### FEMUR

Kost stehenní je největší a nejsilnější kostí těla, má čtyři hlavní části a to caput femoris, collum femoris, corpus femoris a na stavbě kolenního kloubu se podílí distální část femuru – condyli femoris.

Jsou oblé při předozadním pohledu, v bočním pohledu se jejich zakřivení směrem dozadu spirálovitě stupňuje. Condylus medialis se k laterálnímu kondylu zezadu dopředu přibližuje v charakteristickém zakřivení, svou ventrální částí se k němu stáčí a tvoří tak mírný oblouk otevřený konkavitou laterálně. Condylus lateralis stojí sagitálně a vyčnívá 4 až 7 mm ventrálně a tvoří tak pilíř, kde se opírá zevní faceta pately. Kloubní plocha pro patelu tak získává sedlovitý tvar. Vzadu oba kondyly odděluje fossa intercondylaris, vpředu facies patellaris naopak oba kondyly spojuje. Facies patellaris vybíhá na zevním kondylu proximálněji než na vnitřním. Taktéž okraj kloubní plochy se na každém kondylu liší. Zcela plynulý je přechod chrupavky v kost na laterálním kondylu. Na mediálním vytváří chrupavka proti kosti malý schodovitý výběžek, tzv. Outerbridgeho hrbolek (1,2).

Condyli femoris fungují v kolenním kloubu jako kloubní hlavice. Zakřivení kondylů femuru jsou větší a neodpovídají tvaru plošek tibie. Proto se femur v každé poloze stýká vždy jen s malými okrsky tibie, většinu styčné plochy pro femur představují menisky (3).

Chrupavka kolene dosahuje ve středu obou kondylů i ve středu sulcus femoralis tloušťky až 3,5 mm, směrem k okrajům kloubních ploch se snižuje na 2 mm a nejslabší je v oblasti lineae condylopatellares (1,2).

## **TIBIA**

Kost holenní je z kostí bérce postavena mediálně vpředu. Skládá se ze tří částí a to proximální části, korpusu tibie a distální části.

Proximální část tvoří dva hrboly condyli medialis et lateralis. Oba hrboly se stýkají s kondyly femuru přes facies articularis superior.

Kloubní plocha mediálního kondylu tibie má oválný tvar a je delší než plocha laterálního kondylu kruhovitěho tvaru. Ve frontální rovině jsou konkávní obě plochy, v sagitální pouze plocha mediálního kondylu. Laterální kloubní plocha je ve směru anteroposteriorním konvexní (1,2). Uprostřed mezi oběma plochami je eminentia intercondylaris, která vybíhá jako tuberculum intercondylare mediale a tuberculum intercondylare laterale (3).

Před eminentia intercondylaris a za ní jsou vkleslé okrsky area intercondylaris anterior et posterior. Na tyto plošky se ventrodorzálně upíná přední roh mediálního menisku, zadní roh vnitřního menisku a zadní zkřížený vaz.

Na ventrální straně mezi kondyly, 2-3 cm distálně od úrovně kloubních ploch je mohutná drsnatina tuberositas tibiae na níž se upíná ligamentum patellae. Laterálně a proximálně od ní je další vyvýšenina – tuberositas tractus iliotibialis neboli tuberculum Gerdy, na kterém se upíná iliotibiální trakt (1,2).

Proximální část tibie je vůči tělu skloněna dozadu, čímž vzniká retroverse tibie (3).

## **PATELLA**

Češka je považována za sezamskou kůstku. Přední plocha češky facies anterior je zavzata do m. quadriceps femoris. Na širší okraj basis patellae se pak tento sval upíná jako ligamentum patellae, ve kterém je skryt distální zašpičatěný úsek pately apex patellae (3).

Zadní plocha pately facies articularis je přiložena k patelární straně stehenní kosti. Tato plocha je rozdělena na dvě nestejně velká políčka. Menší, vnitřní palcové políčko a téměř rovné zevní políčko. Chrupavka na facies articularis je nejsilnější chrupavkou v těle (5-7 mm) (6).

Patela má značný význam pro funkci kolene, je kladkou na které dochází ke změně směru tahu m. quadriceps femoris. Úpon svalu bez čéšky vyvine v místě úponu podstatně menší sílu než sval podepřený kladkou pately (6).

### **KLOUBNÍ CHRUPAVKA**

Hyalinní chrupavka je avaskulární tkáň, která se skládá z chondrocytů a matrix, která je jimi produkována. Podstatou matrix je spleť kolagenních fibril, prostory mezi vlákny jsou vyplněny proteoglykanovými agregáty jejichž důležitou složkou jsou hydrofilní polymukosacharidy, které svou schopností vázat vodu prakticky určují mechanické vlastnosti chrupavky. Můžeme zde podle orientace kolagenních vláken rozlišit tři vrstvy:

1. Povrchová vrstva – probíhají zde hustě uspořádaná vlákna paralelně s povrchem chrupavky. Tato vlákna tvoří relativně hladký povrch, jsou totiž jemnější než vlákna dvou zbývajících vrstev.
2. Střední vrstva – zde nalezneme silnější vlákna tvořící řídkou prostorovou síť, která je vyplněna základní substancí a chondrocity. Tato vrstva působí jako pružná deformační zóna, schopná absorpce kinetické energie.
3. Hluboká vrstva – tvoří ji hustě uspořádaná radiální vlákna, která vážou kloubní chrupavku k subchondrální kosti a eliminují působení střížných sil na povrch kloubu (1,2,47).

#### **4.1.2 Stabilizátory kolenního kloubu**

Můžeme je rozdělit ze dvou hledisek:

- 1) z funkčního rozeznáváme stabilizátory pasivní (statické), tj. hlavně vazy a menisky a dynamické (aktivní), tj. svaly a jejich fascie (6);

2) z topografického pak na kapsulární a intraartikulární (2).

## **VAZY**

Zesilující vazivový aparát kolenního kloubu tvoří ligamenta kloubního pouzdra a nitrokloubní vazy spojující femur s tibií.

### **Ligamenta kloubního pouzdra:**

**Šlacha m. quadriceps femoris** připojená na patelu.

**Ligamentum patellae** – pokračování šlachy m. quadriceps femoris od patelly na tuberositas tibiae – je hlavním terminálním úponem čtyřhlavého svalu. Povrchová část vláken vazy přichází přes ventrální plochu česky ze šlachy m. rectus femoris. Hluboká vlákna začínají přímo od patelárního apexu. Upíná se na téměř horizontální hranu tibiální tuberozity. Těsně nad touto hranou se mezi vaz a holenní kost vsunuje bursa intercondylaris profunda. Jeho povrchová vlákna vyzařují přes úponovou hranu distálně do periostu diafýzy tibie (1,2,3).

**Retinakula pately** zesilují kloubní pouzdro systémem vazivových pruhů. Brání postrannímu vybočení pately. Protože táhnou koleno do extenze i při poškození pately, event. lig. patellae, považují se za tzv. přídatný extenční aparát kolenního kloubu (3). Lze je rozdělit do tří skupin:

1. Povrchová vrstva – tvoří ji zesílené pruhy povrchové fascie stehna (retinacula arciformia superficialia). Laterální retinakulum je mohutně zesíleno jednou z úponových částí tractus illiotibialis.
2. Střední vrstva – jsou zde longitudinální (vertikální) retinakula česky. Tyto dva aponeurotické pruhy jsou pokračováním úponových šlach mediálního a laterálního vastu. Obkružují bázi pately těsně podél jejich okrajů a probíhají distálně ve vzdálenosti zhruba 1 cm od okrajů lig. patellae, v jehož těsné blízkosti se upínají.
3. Hluboká vrstva – je tvořena transverzálními (longitudinálními) retinakuly (tzv. křídélka česky). Začínají vějířovitě na obou okrajích pately, probíhají dorzálně a přitom se zužují a upínají se na epikondylech femuru. Pomáhají stabilizovat patelu v horizontálním směru (1,2).

**Ligamentum collaterale tibiale** je nejvýznamnějším vazivovým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Vaz má trojúhelníkovitý tvar. Začíná na mediálním epikondylu femuru a upíná se na mediální kondyl tibie těsně pod kloubní štěrbinou. Ve své zadní části je spojeno s kloubním pouzdem a jeho prostřednictvím s mediálním meniskem. Je napjaté při extenzi kolena, při flexi ochabuje (1,2,3).

**Ligamentum collaterale fibulare** začíná vějířovitě na laterálním epikondylu femuru a při extendovanémoleni směřuje distálně a mírně dorzálně (opačně než vnitřní). Upíná se na hlavičku fibuly zhruba 1 cm od jejího apexu. Napjaté je při extenzi kolena a při rotaci zevně, ochabuje při větší flexi a vnitřní rotaci (1,2).

**Ligamentum popliteum obliquum** se vytváří z laterální části šlachy m. semimembranosus, není to tedy pravý kloubní vaz, ale část šlachy svalu. Je to silný vaz, ohraničený proti okolí a ke kloubnímu pouzdu je přirostlý pouze svou ventrální plochou (1,2,3).

**Ligamentum popliteum arcuatum** má tvar písmene Y a začíná na apexu fibuly svým retinakulem. V úrovni kloubní štěrbiny má zhruba stejnou plochu průřezu jako zevní postranní vaz (1,2).

**Tractus iliotibialis** je složitě uspořádaný útvar jehož střední část je v celé své délce fixována septem k linea aspera femuru. Distální část tvoří úpon. Ventrální snopce traktu se obloukovitě stáčí k patele a těsně nad její bází obvykle srůstají s m. vastus lateralis a inzerují na zevní stranu česky. Střední snopce (tzv. iliotibiální vaz) pokračují přes kloubní štěrbinu k tibií a zesilují retinaculum longitudinale patellae laterale a upínají se těsně pod kloubní štěrbinou. Dorzální úponové snopce (tzv. Kaplanova vlákna) inzerují těsně nad laterálním epikondylem femuru (1,2).

**Šikmý kapsulární vaz** – jsou zesílená femoromeniskální vlákna dorzální třetiny pouzdra. Probíhají od mediálního epikondylu femuru dorzokaudálně a upínají se na posteromediální okraj vnitřního menisku a částečně až na horní okraj mediálního kondylu tibie (1).

#### **Nitrokloubní ligamenta:**

**Ligamentum cruciatum anterius** začíná na polokruhovitém políčku v oblasti dorzální části mediální plochy zevního kondylu femuru. Vaz směřuje kaudálně a ventromediálně a



upíná se na oválné políčko v area intercondylaris anterior. Vaz lze rozdělit na slabší anteromediální část, kterou tvoří v plné extenzi přední a horní okraj vazů a kratší silnější část posterolaterální, kterou tvoří v plné extenzi dorzální a spodní okraj vazů. Při 90° flexi se obě části vazů ve svém středu kříží (1,2). Přední zkřížený vaz omezuje posun hlezenní kosti dopředu a zabezpečuje vnitřní rotaci bérce. Je nejvíce zatížen při vnitřní rotaci bérce, zvláště je-li koleno v hyperextenzi (6).

**Ligamentum cruciatum posterius** začíná vějířovitě na předním okraji zevní plochy mediálního kondylu femuru těsně při okraji kloubní chrupavky a směřuje pak kaudálně a dorzálně. Upíná se v area intercondylaris posterior a úponová vlákna vyzařují až na dorzální plochu tibie. Opět jej lze rozdělit na dvě části: kratší silnější část posteromediální a slabší část anterolaterální. Zadní zkřížený vaz je stejně dlouhý jako přední, ale asi o třetinu silnější (1,2).

Zadní vaz brání posunu bérce dozadu a omezuje zevní rotaci (6).

**Ligamentum transversum genus** propojuje vpředu napříč menisky, je zabudováno v kloubním pouzdru a v tukové plica alaris (3).

**Ligamentum meniscofemorale posterius** (ligamentum Weitbrechti či Wrisbergi nebo Roberti) a **ligamentum meniscofemorale anterius** (ligamentum Humphryi) fixují zadní cíp laterálního menisku a jdou z něho po zadní a přední straně zadního zkříženého vazů k vnitřnímu kondylu femuru, přední ligamentum je slabší a nekonstantní (3).

## MENISKY

Menisky dělí dutinu femorotibiálního kloubu na femoromeniskální a meniskotibiální část. Zmírňují inkongruenci obou artikulujících kostí a tím se významně podílejí na stabilitě kloubu. Oba menisky mají srpkovitý tvar a jejich osa probíhá přibližně sagitálně. Lze je rozdělit na přední a zadní roh a část střední. Svou bází jsou fixovány k pouzdru a k ostatním strukturám pouzdro zesilujícím (1,2).

**Mediální meniskus** je větší než zevní a jeho rohy jsou od sebe dosti vzdáleny, čímž nabývá tvaru písmene C. Je méně pohyblivý než zevní, což je dáno celkovou stavbou

mediálního femorotibiálního skloubení a navíc i způsobem fixace (k tibií je fixován na třech místech).

**Laterální meniskus** má úpony rohů v těsné blízkosti a proto má tvar ležícího písmene O. Ačkoli je menší než vnitřní, pokrývá téměř celou kloubní plochu zevního kondylu tibie. Tento meniskus je fixován téměř jen na jednom místě což spolu s dalšími faktory umožňuje jeho velkou pohyblivost.

## **SYNOVIÁLNÍ DUTINY KLOUBNÍ**

Řadíme zde vlastní kloubní dutinu a burzy kolem kloubu.

### **Dutina kolenního kloubu**

Je největším synoviálním prostorem v těle. Její členění úzce souvisí s uspořádáním synoviální vrstvy pouzdra. Synoviální membrána nevystýlá pouzdro rovnoměrně. Vytváří střední sagitální přepážku **plica infrapatellaris** (plica synovialis paltellae, lig. mucosum), která vzniká spojením dvou synoviálních listů (1,3).

Kloubní dutinu lze rozdělit na větší ventrální část a dvě menší dorzální části. Zadní části jsou od přední odděleny kondyly femuru a zkříženými vazy. Ventrálně pak vybíhá v recessus suprapatellaris.

**Plica suprapatellaris** je to synoviální řasa vybíhající z mediální plochy pouzdra v úrovni horního okraje kloubní chrupavky femuru transverzálně do kloubní dutiny.

**Plica mediopatellaris** je pouze duplikaturou synovialis při úponu kloubního pouzdra podél vnitřního okraje kloubní plochy mediálního kondylu femuru.

Kloubní dutina se společně s recessus suprapatellaris podílí na vzniku ventilového mechanismu, kdy při pohybech v kloubu tvoří rezervoáry, do nichž se střídavě při flexi a extenzi přesunuje synoviální tekutina (1,2).

### **Kloubní pouzdro**

Na femuru se upíná 1 až 1,5 cm od kloubních ploch. Na ventrální ploše femuru vybíhá ještě proximálněji a vytváří výčlipku zvanou recessus suprapatellaris. Na tibií se

upíná v těsné blízkosti kloubních ploch a rovněž ventrální část tvoří výjimku a upíná se pomocí recessus popliteus téměř k tuberositas tibiae.

Pouzdro je ve svých bočních úsecích rozděleno na větší část femoromeniskální a menší meniskotibiální. Přední část pouzdra až do úrovně obou postranních vazů je velmi slabá teprve dorzálně nabývá na tloušťce a tvoří mohutné vazivové slupky.

Mezi dorzální plochou lig. patellae, spodní plochou čéšky a přední částí area intercondylaris anterior tibiae je uložen mohutný tukový polštář corpus adiposum infrapatellare klinicky nazývaný Hoffovo těleso (1).

### **Burzy kolenního kloubu**

V okolí kolena je popisováno více než 20 burz z nichž klinický význam však mají jen některé.

**Bursa suprapatellaris** – postupně srůstá s kloubní dutinou a zvětšuje recessus suprapatellaris kloubu

**Bursae praepatellares** (subcutanea, subfascialis, subaponeurotica) – název charakterizuje vrstvu burzy a umístění

**Bursa infrapatellaris profunda** – leží mezi lig. patellae a přední plochou horní tibiae a slouží jako tlumič nárazů při zátěži během kontrakce m. quadriceps femoris

**Bursa anserina** – odděluje pes anserinus a tibiální úpon vnitřního postranního vazů

**Bursae lig. collateralis medialis sup. et inf.** - oddělují vaz od femoromeniskální části pouzdra (bursa sup.) a šlachy m. semimembranosus (bursa inf.).

**Bursa m. semimembranosi medialis** - sedí na horní přední úponové části šlachy stejnojmenného svalu, kaudálně se zanořuje mezi šlachou a kostí.

**Bursa m. gastrocnemii medialis** - odděluje sval od dorzální části pouzdra těsně při jeho začátku.

**Bursa m. semimembranosi lateralis** - odděluje zevní okraj šlachy svalu od vnitřní okraje hlavy m. gastrocnemius.

**Bursa m. bicipitis femoris inferior** – pod úponovou šlachou tohoto svalu, mezi ní a lig. collaterale fibulare

**Bursa m. poplitei** - leží mezi zevním postranním vazem a šlachou svalu.

## **SVALY**

Dle funkce dělíme na extenzory a flexory (mají i rotační účinek).

### **Extenzní aparát**

**M. quadriceps femoris** je jediným extenzorem kolenního kloubu, jeho součástí je také česčka, její retinakula a lig. patellae. Je tvořen čtyřmi hlavami:

**1. m. vastus intermedius** je nejmohutnější a leží nejhlouběji. Vytváří silnou centrální šlachu upínající se na bázi pately. Její okrajové snopce srůstají s mediálním a laterálním vastem. Z dorzální plochy svalu se odštěpují 2-4 variabilní snopce, které vytvářejí m. articularis genu. Je to samostatný štíhlý sval probíhající pod m. quadriceps femoris a je od něho za vývoje oddělený. Sestupuje od přední strany femuru k recessus suprapatellaris kloubního pouzdra a při pohybech napíná pouzdro a zároveň jej táhne proximálně, čímž zabraňuje jeho uskřinutí mezi kloubní plochy (1,2,3).

**2. m. rectus femoris** probíhá po přední ploše intermediálního vastu ve žlábkou tvořeném okrajovými hlavami. Jako jediný ze čtyř hlav je biartikulární, ale představuje pouze 1/5 síly celého čtyřhlavého svalu a sám od sebe nedokáže plně extendovat koleno. Přechází těsně nad kolenem v úzkou plochou šlachu, která se v šíři 3-5 cm upíná na bázi česčky a pouze její povrchové snopce přecházejí přes přední plochu pately do lig. patellae (1,2,9).

**3. m. vastus medialis** má mezi ostatními hlavami výjimečné postavení a lze ho rozdělit do dvou funkčně rozdílných částí. Proximální vlákna svalu odstupují od linea aspera femoris a upínají se na mediální okraj báze pately. Probíhají téměř vertikálně a s anatomickou osou femuru svírají úhel 15°-20°. Tato část svalu je nazývána m. vastus medialis longus a působí zde jako extenzor. Distální část mediálního vastu začíná od mediálního intermuskulárního septa a jeho vlákna probíhají více horizontálně. S dlouhou osou femuru svírají úhel zhruba 50°. Vytvářejí krátkou a silnou šlachu inzerující na horní polovinu vnitřního okraje česčky a spolu s částí šlachy m. adductor magnus tvoří m. vastus medialis obliquus. Jeho funkcí je stabilizace pately v sulcus femoralis a dále zabránění lateralizaci pately při pohybu. Obě

části mediálního vastu bývají většinou (ve 2/3 případů) odděleny slabým fasciálním septem a každá z nich je inervována samostatnou větví femorálního nervu (1,2).

**4. m. vastus lateralis** má obdobnou strukturu jako jeho mediální protějšek. Převážnou část svalu tvoří longitudinálně probíhající vlákna nazývána m. vastus lateralis longus. Začíná na diafýze stehenní kosti a inseruje na laterální okraj báze česky ve vzdálenosti 5-6 cm nad její superiorní hranou. Distálně je tenkým septem oddělena malá část svalu s vlákny probíhajícími v úhlu 25°-40° k anatomické ose femuru. Nazývá se m. vastus lateralis obliquus. Jeho snopce odstupují od laterálního intermuskulárního septa a přilehlá fascia lata se většinou upínají prostřednictvím laterálního retinakula pately na její zevní okraj. Funkce této části je antagonistická k m. vastus medialis obliquus (1).

**Ligamentum patellae** je hlavním terminálním úponem čtyřhlavého svalu. Povrchová část vláken vazů přichází přes ventrální plochu pately ze šlachy m. rectus femoris. Hluboká vlákna začínají přímo od apexu pately. Těsně nad úponem na tuberositas tibiae se mezi vaz a tibií vsouvá konstantní bursa infrapatellaris profunda (1).

Uspořádání extenzního aparátu má značný význam nejen pro stabilitu pately, ale i pro biomechaniku femoropatelního skloubení. Je dáno vzájemným vztahem tří hlavních prvků: m. quadriceps femoris, pately a lig. patellae. Osa tahu m. quadriceps směřuje lehce distálně a lehce mediálně, podélná osa lig. patellae směřuje distálně a mírně laterálně. Obě osy tak svírají tupý úhel otevřený zevně, který bývá označován jako Q-úhel. Směru tahu svalu odpovídá spojnice spina iliaca anterior superior a středu česky. U mužů dosahuje hodnota Q-úhlu 10°, u žen 15°. Hodnoty větší než 20° jsou považovány za patologické. Patela má při kontrakci čtyřhlavého svalu tendenci k laterálnímu posunu, tento posun je však neutralizován celkovou anatomickou stavbou femoropatelního kloubu (1).

### **Flexorový aparát**

**Pes anserinus** je tvořen šlachami m. sartorius, m. gracilis a m. semitendinosus. Nemá však, jako jediná stabilizující struktura na mediální straně kolene, přímý vztah k pouzdru. Všechny tři šlachy těsně před úponem srůstají a vytvářejí společnou šlachu typického tvaru

(husí nožka), která inzeruje na mediální plochu tibie mezi tibiální tuberozitu a úpon vnitřního postranního vazy (1,2).

**M. semimembranosus** je hlavním dynamickým stabilizátorem mediální strany kloubu. Jeho úpon patří mezi nejsložitější svalové úpony lidského těla. Dělí se na čtyři části: mediální se upíná pod vnitřní postranní vaz, ventrální končí na zadním rohu mediálního menisku, distální srůstá s povrchovými vlákny m. popliteus a laterální se upíná na tibií ve stejné úrovni jako vnitřní postranní vaz (1,2).

**M. biceps femoris** - jeho úponová šlacha vzniká z caput longum poměrně vysoko nad kloubem. Krátká hlava se upíná na mediální stranu šlachy. Ventrálně je povrchová část svalu spojena stehenní povázkou s tractus iliotibialis (1,2).

**M. popliteus** můžeme rozdělit na dvě části. Laterální začíná mohutnou šlachou ve žlábku na laterálním kondylu femuru těsně před začátkem zevního postranního vazy. Mediální část svalu začíná na zadním rohu zevního menisku a je dvojnásobně širší než laterální. M. popliteus má značný stabilizační význam. Jeho šlacha svým průběhem zesiluje kloubní pouzdro, tonizuje lig. popliteum arcuatum a dynamicky stabilizuje laterální kondyl femuru (1,2).

**Caput mediale m. gastrocnemii** zesiluje horní okraj dorzální části pouzdra. Začíná na zadním okraji mediálního epikondylu femuru a laterálním okrajem se pak přikládá ke caput laterale m. gastrocnemii a společně ohraničují distální část fossa poplitea (1,2).

**Caput laterale m. gastrocnemii** se podobá mediální hlavě. Výjimku tvoří fabella – sezamská kost vyskytující se v zevním okraji laterální hlavy m. gastrocnemius těsně při jeho začátku (1,2).

### 4.1.3 Vaskularizace

Tepna kolenního kloubu přicházejí do bohaté kloubní sítě, rete articulare, jednak z a. femoralis, jednak z a. poplitea. Z a. femoralis přichází: a. descendens genus (na přední stranu) a r. descendens arteriae circumflexae femoris lateralis (na přední stranu). Z a. poplitea přicházejí: a. superior medialis genus, a. superior lateralis genus (obě na přední stranu), a. media genus (na zadní stranu a zadem ke zkříženým vazům a synoviálním řasám

kolena), a. inferior medialis genus (na vnitřní a zadní stranu kloubu) a a. inferior lateralis genus (na zadní a zevní stranu kloubu).

Rete patellare je samostatná síť z níž vystupují cévy do pately a jejího okolí. Přicházejí zepředu i ze zdola (zpod lig. patellae).

Žíly vytvářejí periartikulární pletěň, z níž odcházejí žíly podél přírodných tepen kolena (3).

#### 4.1.4 Inervace

Na senzitivní inervaci kolene se podílejí n. femoralis, n. peroneus communis, n. tibialis, nekonstantně n. obturatorius a n. ischiadicus (při nízkém štěpení). Vlastní struktury kolena jsou bohatě senzitivně inervovány. Nejbohatší senzitivní pletěň jsou v kloubním pouzdru, včetně postranních a zkřížených vazů, a v periostu. Jedinou výjimku mezi kloubními strukturami tvoří menisky a kloubní chrupavka. Menisky obsahují senzitivní vlákna pouze ve své bazální třetině a kloubní chrupavka je postrádá úplně. Je však obklíčena nervovými vlákny, která přicházejí z kloubního pouzdra až do oblasti přechodné zóny mezi pouzdrem a chrupavkou (2).

Přední stranu kloubního pouzdra inervuje r. infrapatellaris z n. saphenus, mediální 2/3 n. tibialis, laterální 1/3 zadní strany pouzdra n. peroneus communis a zadní stranu nekonstantně n. obturatorius (3).

## 4.2 Kineziologické poznámky

Kolenní kloub plní dva protichůdné požadavky: stabilitu při současné mobilitě. Aktivní pohyby kolenního kloubu jsou flexe – extenze a vnitřní a zevní rotace bérce. Ostatní pohyby jsou pouze pasivní a lze je provádět např. při vyšetřování. Jejich rozsah je velmi malý (1).

Základním postavením kloubu je plná extenze. Jsou napjaty postranní vazy a všechny vazivové struktury na zadní straně kloubu, femur, menisky a tibie na sebe pevně naléhají (uzamknuté koleno) (3). Z tohoto postavení lze provést ještě malý extenční pohyb (hyperextenzi) v rozsahu asi  $5^\circ$ , u jedinců s větší laxitou vazů bývá až  $15^\circ$ . Tento pohyb se označuje jako hyperextenze. V opačném směru je možno provést zhruba  $160^\circ$  flexi, z toho však pouze  $140^\circ$  aktivně. Zbývajících  $20^\circ$  lze dosáhnout pasivně, např. působením hmotnosti těla při dřepu (1,2). Véle (2006) udává aktivní rozsah pouze  $120^\circ$ , pasivní  $140^\circ$ . Rozsah pohybu je limitován stavem m. rectus femoris a objemem stehna a lýtky. Extenze je limitována napětím zadní části pouzdra, lig. popliteum obliquum arcuatum, ligg. cruciata genus a ligg. colateralia genus (8).

Flexe - extenze probíhá převážně v sagitální rovině a není zdaleka jednoduchým pohybem, jak by se mohlo na první pohled zdát. Během flexe – extenze se kombinují tři pohyby:

1. iniciální rotace na začátku flexe a terminální rotace na konci extenze, tibie se při ní točí dovnitř, je spojena s flexí v prvních  $5^\circ$  pohybu. Hlavice femuru jde do středu laterálního kondylu, ten se otáčí a mediální kondyl se posouvá. Uvolní se lig. cruciatum anterius (odemknutí kolena).
2. valivý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató, uskutečňuje flexi a probíhá v meniskofemorálních kloubech.
3. klouzavý pohyb kondylů femuru po tibiálním plató dokončuje flexi, menisky mění svůj tvar vlivem stále většího zakřivení kloubních ploch a spolu s kondylly se posouvají po tibií dozadu (1,3).

Při extenzi jde celý děj opačně.



Menschikova geometrická teorie - vycházel z analýzy plošného geometrického modelu kolene. Odmítá tvrzení, že při flexi nejdříve dochází k valivému a poté klouzavému pohybu a toto tvrzení je podle něj geometricky neudržitelné. Podle jeho výzkumů probíhají oba pohyby současně a mění se pouze jejich vzájemný poměr (1,2).

Rotace probíhá podél osy tibie. Zevní rotace je cca 15-30° a vnitřní maximálně do 40°. Rozsah rotací je závislý na stupni flexe. V plné extenzi jsou díky napětí téměř všech vazů takřka nemožné. Rozsah rotací se zvětšuje s postupnou flexí, a to hlavně během prvních 30° flexe. Dále se zvětšuje rozsah rotace poměrně málo. Největší rozsah rotačních pohybů je zhruba mezi 45° až 90° flexe. Dnes se uvádí pro vnitřní rotaci bérce rozsah 17° a pro zevní rotaci 21°. V minulosti uváděla klasická německá anatomická škola 10° pro vnitřní rotaci a 42° pro zevní rotaci, což se nepotvrdilo. Rozsah rotací může zmenšit až na polovinu působení tlakových sil (1,38).

Kloubní pouzdro nemá takovou schopnost zpevňovat kolenní kloub, zpevňující funkci má ligamentózní aparát. Jsou to jednak postranní kolaterální vazy které se napínají při extenzi a jsou uvolněna při flexi kolene. Výrazně omezují extenzi v kolenním kloubu. Dále mají omezující význam zkřížené vazy. Omezují flexi, extenzi a vnitřní rotaci, neomezují zevní rotaci (38).

Rotační pohyb je poměrně málo ovlivněn tvarem kloubních ploch, ale rozhodující vliv má uspořádání vazů. Z hlediska rotací je lze rozdělit do tří pilířů: centrální tvoří zkřížené vazy, mediální vnitřní postranní vaz a laterální pilíř se skládá ze zevního postranního vazy a kloubního pouzdra. Kondyly femuru jsou takto stabilizovány z obou stran. Vnitřní kondyl je z mediální strany stabilizován vnitřním postranním vazem a z laterální strany zadním zkříženým vazem. Zevní kondyl je pak z mediální strany stabilizován předním zkříženým vazem a z laterální zevním postranním vazem (1,2).

Důležitým faktorem je i průběh obou zkřížených vazů ve frontální rovině. Zatímco zadní zkřížený vaz probíhá téměř vertikálně, sklon předního zkříženého vazy je mnohem větší. To je jednou z příčin umožňujících při rotacích větší volnost laterálního kondylu (1,2).

Rozsah zevní rotace bérce je určen zejména napětím mediálního postranního vazy, kdy po jeho protěťí se rozsah zevní rotace zvětší na dvojnásobek. Ostatní struktury nedosahují stabilizačního významu vnitřního postranního vazy. Při vnitřní rotaci bérce má kromě laterálních kapsulárních stabilizátorů velký význam přední zkřížený vaz. Dále se na omezení vnitřní rotace podílejí zevní postranní vaz, iliotibiální trakt, posterolaterální část pouzdra a zevní meniskus (2).

Lombardův paradox: např. při vstávání ze sedu, kdy se extenduje koleno pomocí m. rectus femoris a mm. vasti, se současně aktivují i flexory kolena, které by měli podle zásady reciproční inervace naopak extenzi kolena bránit. Obě svalové skupiny jsou dvoukloubové, proto m. rectus femoris extenduje koleno a flektuje kyčel a flexory flektují koleno a extendují kyčel. Lombardův paradox lze vysvětlit tak, že svalová činnost zdánlivých antagonistů se modifikuje jejich podmínkami funkce. Změní-li se podmínky funkce, ze zdánlivých antagonistů se stanou synergisté a směr pohybu je dán převažujícím směrem síly a požadovaným pohybem. Vzájemné protisměrné působení obou svalů, které by se mělo odečítat, se změní ve stabilizaci funkce (38).

Při nocicepci v koleně se ochabnutí v oblasti m. quadriceps femoris nejdříve projevuje na m. vastus medialis. Funkce stehenní skupiny je velmi variabilní zejména ve stoji, ale i při chůzi (38).

Při prostém stoji se m. quadriceps femoris u většiny lidí aktivuje jen velmi zřídka. Udržování stability přímého stoje je záležitostí distálnějších svalů, m. quadriceps femoris, zasahuje teprve když aktivita těchto skupin nepostačuje. Patela fixovaná zvýšeným úsilím při normálním klidném stoji znamená nutnost zvětšit úsilí pro udržování stoje. Tento postoj je málo ekonomický, protože vedle m. quadriceps femoris se účastní posturální funkce flexory kolena (38).

## **4.3 Biomechanika kolenního kloubu a jeho náhrad**

### **4.3.1 Mechanické vlastnosti tkání**

#### **KOST**

Kost je komplexní biomateriál, který z mechanického hlediska vykazuje různé mechanické vlastnosti podle své struktury, lokality, směru zatížení, zátěžové historie atd. Je pro ni typická strukturální nehomogenita a anizotropie. Uspořádáním složky organické a různým kvantitativním zastoupením organické a anorganické složky jsou podmíněny mechanické vlastnosti kostní tkáně, pevnost, tvrdost, pružnost apod. Základními typy kosti jsou spongiózní kost a kompaktní kost, které se výrazně odlišují strukturou i mechanickými vlastnostmi. Mechanické vlastnosti jsou také závislé na topografii, protože kosti v lidském těle mají rozdílné funkce i v samotné kosti jsou oblasti různě namáhané. U kosti neustále dochází k remodelaci na základě zpětné vazby a řídí se zákonem minima-maxima, což znamená že kost je budována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. Kost se také adaptuje dle praxe, která nastane.

Při zatížení v podélném směru kosti, může být mez pevnosti až 10x vyšší než ve směru radiálním a tangenciálním. Pevnost kosti je nejvyšší v tlaku, o třetinu nižší v tahu a jen třetinová ve smyku.

Mechanické vlastnosti kosti také závisí na rychlosti deformace kdy s rychlostí stoupá mez pevnosti, elastický modul a klesá maximální dovolená deformace a absorbuje se větší množství energie.

Vzhledem k neustálé remodelaci kostní tkáně na základě mechanické zpětné vazby jsou její mechanické vlastnosti dány historií zatěžování. Pokud je orgán imobilizován, snižuje se výrazně jeho pevnost a poddajnost. S věkem se mechanické vlastnosti mění ve smyslu zvyšování pevnosti a snižování maximální deformace. Kost starší osoby je schopna absorbovat menší množství deformační energie v porovnání s mladým jedincem. (54,33).

## **CHRUPAVKA**

Mechanické vlastnosti kloubní chrupavky jsou dány především uspořádáním vláken a tekutiny mezibuněčné hmoty. Kloubní chrupavka pokrývá tenkou vrstvou povrch stykových ploch. Při pohybu je chrupavka dynamicky namáhána tlakem. Při odlehčení chrupavka expanduje a vstřebává synoviální tekutinu z kloubní dutiny, při zatížení je synoviální tekutina vytlačována prostřednictvím pórů do kloubní dutiny a spolu s elastickými vlastnostmi kolagenové substance působí jako tlumící prostředí. Její deformace, jakož i deformace menisků, v důsledku jejího zatěžování v normálních pohybových situacích vede k jisté modifikaci kinematických a geometrických vlastností kolenního kloubu, ke změnám velikosti kontaktní plochy v kloubu a ke změnám rozložení okamžitých středů otáčení. Přetěžování pak vede k degenerativním procesům v kolenním kloubu (17,53).

## **ŠLACHA A VAZ**

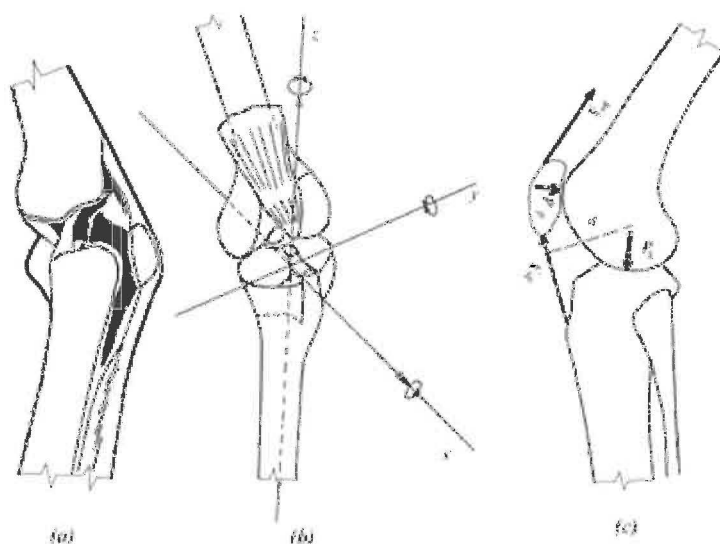
Reologické vlastnosti jsou silně závislé na podílu základních strukturálních komponent: kolagenu a elastinu. Svými vlastnostmi se šlachy a vazy navzájem odlišují podle místa, anatomické funkce, věku, trénovanosti, zátěžovou historií apod. Jsou uzpůsobeny k přenášení zatížení v tahu a vzhledem k viskoelastickým vlastnostem se projevuje jak tečení, tak zpevnění podle způsobu aplikace vnějšího zatížení (52).

## **KOSTERNÍ SVAL**

Základní vlastností svalové tkáně je její kontraktibilita, což je ve své podstatě převod chemické energie na energii mechanickou. Yamada uvádí, že nejvyšší hodnota pevnosti je u musculus sartorius a nejnižší u m. rectus femoris a m. gastrocnemius. Dále uvádí, že svaly o menším průřezu mají větší pevnost než svaly o průřezu větším a nakonec, že pevnost u extenzorů je vyšší než u flexorů (Valenta, 1985). Aktivní sval se vyznačuje vyšší tuhostí než sval pasivní (bez nervosvalové stimulace). Tuhost svalu narůstá se stupněm excitace (52).

### 4.3.2 Kinematika

Kolenní kloub je tvořen kontaktem celkem tří kostí a to femurem, tibií a patelou. Kloubní plochy na kondylech femuru mají vejčitý tvar. Kloubní kontaktní plochy na kondylech tibie jsou jen mírně konkávní a neodpovídají zakřivení povrchu kondylů femuru, což je vyrovnáno menisky. Kloub kolenní je vlastně kombinací spojení typu kladkového a kolového (obr. 4.1a).



Obr. 4.1 (a) schéma kolenního kloubu, (b) šest stupňů volnosti v kolenním kloubu, (c) schéma silového působení v kolenním kloubu.  $P_k$  -- tlaková síla,  $F_{sp}$  -- tahová síla patellární šlachy,  $F_{sq}$  -- síla čtyřhlavého svalu,  $P_p$  -- síla působící v patello-femorálním spojení,  $a$  -- rameno síly patellární šlachy (Nedoma et al., 2006).

Nesoustředěné zakřivení kondylů femuru a mělké jamky kondylů tibie spolu s funkčním vlivem vazivového aparátu umožňuje kolennímu kloubu celkem pět ze šesti stupňů volnosti. Jsou to tři stupně v rotaci a dva v posunu (obr. 4.1b). Rotační pohyb podél osy  $y$  se uskutečňuje při normálním ohýbání kolena. Střed ohýbání se však posunuje po ploše, kterou pokrývá kruh o průměru 20 až 25 mm. Je to dáno zakřivením femorálních kondylů. K rotaci podél osy  $z$  dochází především před dokončením flexe vlivem rozdílných

útvary kondylů femuru. Nepatrná rotace je též umožněna kolem osy  $x$ . Posun mezi kondyly femuru a tibie se uskutečňuje podél osy  $x$  a  $z$  během ohýbání podél osy  $y$ .

Na řezu v podélné sagitální rovině mají kondyly femuru tvar spirály. Jejich zakřivení se směrem dozadu zmenšuje. Výsledkem tohoto tvarování je kontinuální překládání středu rotace v závislosti na úhlu kolena. Důsledkem tohoto tvarování kondylů femuru a rozdílu ve velikosti mezi laterálním a mediálním kondylem je kombinace jejich odvalování a kluzu po ploškách kondylů tibie během ohýbání kolena. Toto zjištění má důležitý význam při hledání příčin degenerativních změn na kontaktních plochách kolenního kloubu (obr. 4.1c).

Pohyb v kolenním kloubu je kombinací valivého pohybu, rotací a posunů. Biomechanika kloubního spojení je charakterizována jednak kinematickou a jednak dynamickou charakteristikou jeho chování. Kinematická charakteristika kloubního spojení, tj. stupeň volnosti, převodové poměry a pod., jsou dány především tvarem stykových kloubních ploch tj. tvarem epifýz skloubených kostí a chrupavkového pokrytí kolenního kloubu. Vazy pak mají úlohu mechanických zárážek pro omezení pohyblivosti nad určitou mez, vodících prvků, jež stabilizují vzájemný styk kondylů a celkově zpevňují kloubní spojení (17).

Tvarové vlastnosti kloubních ploch vedou k tomu, že pohyb bérce vůči stehenní části dolní končetiny je prostorový. Stabilita v sagitální rovině je zajištěna převážně zkříženými vazy a funkcí flexorů a extenzorů. Stabilita ve frontální rovině je zajištěna aktivními i pasivními elementy jako jsou postranní vazy, dolní konec m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus, dolní konec m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae (17).

Z kinematického hlediska je femorotibiální systém skloubení modelován jako křížový čtyřkloubový mechanismus daný úpony zkřížených vazů a jejich průběhem. Jeho použití je však limitováno jen na odvození tvaru styčných ploch ve střední části rozsahu kloubní pohyblivosti a na vysvětlení funkce zkřížených vazů jako mechanických zárážek. Avšak femorotibiální systém skloubení je prostorový systém, ve kterém mají další významnou funkci menisky a ostatní elementy (17).

Chování kolenního kloubu v dynamických podmínkách je dáno vlastnostmi jednotlivých komponent kloubního systému, přičemž jejich elastické a viskózně elastické vlastnosti spolu se svalovým systémem vytvářejí podmínky poddajnosti v kloubu. K těmto vlastnostem přistupuje ještě Coulombovské tření, které je v intervalu 0,001-0,025. Ve statickém případě třecí síla roste se zatížením kloubu. Namáhání kolenního kloubu nezávisí jen na vlastním zatížení kloubu, které se přenáší přes femur, ale i na působení svalových sil (17).

Moderní náhrady kolenního kloubu nahrazují obě části femorotibiálního kloubu (obr. 4.2a, b, c)



Obr. 4.2 (a) RTG snímek ve frontální rovině, (b) RTG snímek v horizontální rovině (c) technické provedení totální náhrady kolenního kloubu (Nedoma et al., 2006).

Cílem operačního zásahu je vedle obnovení funkce kloubu také i optimální obnovení mechanické osy končetiny. Tzn. výslednice působících zatěžovacích sil prochází těžištěm hlavičky kyčelního kloubu, středem kolena (nebo nepatrně zevně od něho) a středem hlezna. Tím se zamezí přetížení některé části náhrady kloubu, čímž zamezíme také zkrácení životnosti umělé náhrady kloubu (17).

### 4.3.3 Přenos tlakových sil v kloubu

Tyto síly vznikají jak působením hmotnosti těla, tak aktivní svalovou činností. Kloubní plochy femuru a tibie jsou proti jiným nosným kloubům dolní končetiny inkongruentní avšak tyto plochy jsou schopny elastické deformace. Podle Maqueta (1975) i Kurosawy (1980) se na přenosu tlakových sil v kloubu podílejí tři struktury: menisky, hyalinní kloubní chrupavka a subchondrální spongiózní kost. Všechny tyto struktury jsou schopny elastické deformace (2).

Průběh deformace v závislosti na velikosti tlakové síly dle Kurosawy: V první, tzv. inkongruentní fázi při působení tlakové síly 500 N je kontakt obou kostí zprostředkován hlavně menisky a částečně v centrálních oblastech obou tibiálních kondylů přímým kontaktem kloubních chrupavek artikulujících kostí. Část kloubní plochy v centru obou kondylů tibie nekrytá menisky však zůstává bez kontaktu, a to zvláště na laterálním kondylu tibie. V této fázi dochází k elastické deformaci obou menisků a kloubní chrupavky. V druhé, tzv. kongruentní fázi, při působení tlakové síly asi 1000 N jsou kloubní plochy v plném kontaktu, včetně centrálních částí obou tibiálních kondylů. Kromě menisků a kloubní chrupavky dochází k elastické deformaci a i subchondrální spongiózní kosti (2).

Hlavní úlohu v adaptaci povrchů při působení tlakových sil mají menisky a hyalinní kloubní chrupavka. Na místech, kde jsou kloubní plochy inkongruentní, nalezneme zesílení kloubní chrupavky (především laterální kondyl tibie). Naproti tomu, je-li dotyk obou artikulujících kostí zprostředkován menisky, dochází na tibiálním plató k zeslabení kloubní chrupavky. Ta je vždy tenčí než v oblastech, v nichž femur a tibie artikuluje přímo. Meniskus má hlavní úlohu při přenosu tlakových sil v kolenním kloubu. Podílí se na distribuci působící tlakové síly na celé tibiální plató. Současně spolu s kloubní chrupavkou působí jako pružnickový systém, který tlumí nárazy artikulujících kostí. Oba femorotibiální klouby se podílejí na přenosu tlakových sil rovnoměrně (2).



#### 4.3.4 Tribologie

Tribologie je nauka o mechanismu tření a opotřebení tuhých těles. *Tření* je definováno jako odpor proti pohybu, který vzniká mezi dvěma tělesy v oblasti dotyku jejich povrchů v příčném směru k nim. *Opotřebení* je nežádoucí změna povrchu nebo povrchů tuhých těles, která jsou ve vzájemném těsném kontaktu, způsobená buď vzájemným působením funkčních povrchů neb funkčního povrchu a média, které opotřebení vyvolává. Tření ve smyslu Coulombově závisí na absolutní velikosti normálové složky působící síly, koeficientem úměrnosti je koeficient Coulombova tření. Následkem opotřebení dochází k otěru. *Otěr* je progresivní úbytek materiálu spojený s uvolněním otěrových částic v důsledku relativního pohybu mezi dvěma protilehlými plochami za působení tlaku. Mechanismus otěru je trojí: *adhezivní otěr* vzniká vazbou mikropovrchů kontaktních ploch, jež jsou pod tlakem, a při jejichž pohybu dochází k odstraňování materiálů z povrchů. *Abrazivní otěr* vzniká když nerovnosti na povrchu tvrdšího materiálu vyrývají z měkčí plochy materiál. *Únavový otěr* vznikne, překročí-li lokální napětí únavovou pevnost materiálu. Dalším technickým pojmem je *tok za studena*, což je proces deformace, při kterém nedochází k úbytku materiálu ani ke vzniku otěrových částic, pouze k jeho odtékání z místa největšího tlaku (17).

Fyziologickým mazivem je synoviální tekutina, která:

1. Dodává pružnost hyalinní kloubní chrupavce, a tím prodlužuje i její životnost.
2. Svými viskózně elastickými vlastnostmi je schopna zachytit i určité hodnoty tlakové síly (napětí).

Hyalinní chrupavka se skládá ze tří vrstev a na její stavbě se kromě chondrocytů a kolagenních vláken podílí i základní proteoglykanová hmota. Tato mikroskopická i biochemická skladba kloubní chrupavky umožňuje volnou difúzi synoviální tekutiny z kloubní dutiny do povrchových vrstev a kloubní chrupavky a obráceně. Základní proteoglykanová hmota tím, že je hydrofilní, udržuje určitý hydrostatický tlak, který má vliv na pružnost kloubní chrupavky (2).

Při zatížení dochází k elastické kompresi chrupavky, zvýšení denzity základní proteoglykanové hmoty, a tím k omezení prosté difúze. Současně je kompresí vytlačována

synoviální tekutina ze všech vrstev kloubní chrupavky do kloubní dutiny, kde vytváří povrchový lubrikační film. Vzniká tlumící hydrodynamický proces za spolupůsobení elastických vlastností kolagenové substance. Jakmile dochází k dekompresi, snižuje se denzita základní hmoty a synoviální tekutina je nasávána zpět do kloubní chrupavky (působení osmotického tlaku) a chrupavka se vrací zpět do původního tvaru.

Jakákoli změna ve složení synoviální tekutiny či skladbě kloubní chrupavky se musí projevit i ve změně tribologických poměrů v kloubu (2).

#### **4.3.5 Tribologie náhrady kolenního kloubu**

V systémech náhrad lidských kloubů máme vždy dva materiály stejných nebo odlišných fyzikálních vlastností, které se vzájemně po sobě pohybují. Mazací film u umělých náhrad kloubů oproti zdravým kloubům není úplný, nastává přímý materiálový kontakt, který pak vede k opotřebení (17).

Tribologické poměry a faktory, které mají podstatný vliv na kloubní náhradu:

- měrný tlak na kontaktních plochách a jeho časové proměny
- kluzná rychlost
- mazání
- mechanické, fyzikální a chemické vlastnosti použitých materiálů
- tvarový nesoulad kontaktních ploch
- doba trvání (počet cyklů) nebo kluzná dráha a druh pohybu

Z těchto požadavků je nutno odvodit jaké vlastnosti musí mít materiál z něhož je zhotovena kloubní náhrada. Materiál musí mít nízký koeficient tření, vysokou odolnost proti opotřebení, přijatelnou mez kluzu a musí umožňovat konstrukční řešení s malým momentem tření (17).

Dalším významným faktorem který snižuje opotřebení kluzných ploch je synoviální tekutina, která se kloubu po aplikaci TEP vylučuje ve stejném chemickém složení jako v kloubu přirozeném.

Opotřebení umělých kloubů podléhá adheznímu a abrazivnímu opotřebení. *Adhezním opotřebením* dochází k plastické deformaci a vytvoření mikrospojů a je doprovázeno spojováním a uvolňováním mikroskopických částecek z povrchů a jejich přenosem na jiné místo. *Abrazivní opotřebení* se u kovových endoprotéz projevuje jako povrchové zabrušování kontaktních ploch. Adhezivní opotřebení u endoprotéz kov-polyetylen je nevýznamné, neboť se vyskytuje pouze v počáteční fázi funkce endoprotézy. Vyskytuje se zde ale tzv. *únavové opotřebení* jako následek opakovaného zatěžování kluzných povrchů v rozsahu pružné až plastické deformace povrchových vrstev materiálu, vznikem únavových mikrotrhlin pod povrchem kontaktních ploch. K *tečení za studena* pak dochází u měkkých plastů při dlouhodobém namáhání, při němž spolupůsobí napětí, deformace a čas (17).

U totálních endoprotéz dochází k tzv. *suchému tření*. V tomto případě dochází k přímému kontaktu kontaktních ploch obou těles s velkou hodnotou koeficientu tření. U zdravých lidských kloubů dochází k tzv. *hydrodynamickému tření*, kde dochází k absolutnímu oddělení kluzných ploch mazacím filmem a velice nízkému koeficientu tření s minimálním opotřebením (17).

Na opotřebení obou částí TEP má vliv:

- materiál obou částí TEP
- tvar a úprava povrchu
- velikost kontaktní plochy a tedy i měrný tlak zde působící
- délka kontaktní dráhy
- vůle mezi oběma částmi TEP, tj. nesoulad tvarů obou komponent
- přítomnost dostatečného množství synoviální tekutiny

- hmotnost a aktivita pacienta, reprezentovaná počtem kroků za rok, rychlostí chůze a vahou přenášených břemen

Tření v umělém kloubu vzniká následkem relativního pohybu kontaktních ploch obou částí TEP, které jsou k sobě přitlačovány určitou silou. Rozsah tohoto kluzného pohybu je určen maximální flexí a extenzí kloubu. U celokovových TEP se vyskytují relativně vysoké třecí síly, vlivem:

- velikosti koeficientu smykového tření
- odchylek v geometrii kontaktních ploch
- zhoršení povrchu kontaktních ploch

V případě celokovových protéz jejich životnost není limitována opotřebením, které činí cca 0,01 mm za  $3,6 \times 10^6$  cyklů, ale uvolňováním TEP, metalózou a alergií na Co (17).

Požadavky kladené na totální náhradu:

- dostatečná statická a dynamická pevnost
- kontaktní plochy nepodléhající nadměrnému opotřebením a vyznačující se velmi nízkým třením
- modul pružnosti blízký modulu pružnosti lidské kosti
- dobrá schopnost absorbovat energii a tlumit rázy
- možnost sterilizace bez ovlivnění vlastností materiálu
- odolnost proti korozi v prostředí živé tkáně
- biokompatibilita implantátů i produktů tření, případně i koroze
- jednoduchá konstrukce z hlediska implantace a reimplantace.

#### 4.3.6 Reologie kolenního kloubu

Chování kloubu v dynamických podmínkách je především dáno konstitučními vlastnostmi jednotlivých komponent kloubního systému. Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má značný význam pro správnou funkci kloubu, a to zejména pro charakter přenosu mechanické energie ze svalového systému do okolí a naopak. Pro své výrazné elastické vlastnosti je významným akumulátorem sval (33).

Pojem mechanické impedance lze vyjádřit jako poddajnost v kloubu kombinací účinků dílčích impedancí uplatňujících se při pohybu těla a Coulombova tření v kloubu. Impedance je zde používána jako poměr komplexního momentu (resp. síly) ke komplexní úhlové rychlosti (resp. rychlosti). Kloubní reaktivní složka pasivní impedance je vyvolána zejména vazy, především v krajních polohách flexe a extenze. Koeficient tření v kloubu se pohybuje v rozmezí 0,001-0,025. Ve statických podmínkách se třecí síla zvětšuje se zvětšováním zátěže. Vněkloubní elastická složka pasivní impedance je vyvolána zejména mechanickým působením flexorů, hlubokou fascií a kůží nad fossa poplitea (33).

#### **4.4 Artróza kolenního kloubu (Gonartróza)**

Je degenerativní proces hyalinní chrupavky. Postihuje přes 10% naší populace a nad 70 let je výskyt artrózy až 90%. Je to onemocnění primárně nezánettivé povahy. Zánětlivé procesy vznikají sekundárně z postupně vznikajících defektů chrupavky. Teprve zánět je odpovědný za hlavní klinické projevy. Gonartróza postihuje jeden nebo více kompartmentů, tj. 1. tibiofemorální kloub, 2. patelofemorální kloub – mediální či laterální část (28,47).

Rozlišujeme artrózu *primární* a *sekundární*. Artróza primární se rozvíjí od metabolické poruchy chondrocytální syntetické aktivity. Problém tedy spočívá v chondrocytu samém. O artróze sekundární hovoříme pak tehdy, je-li vyvolávající příčina mimo chrupavku. Jedná se zejména o:

- osová deviace
- nadváha
- chronické přetěžování kloubu
- kloubní diskongruence
- aseptická nekróza kloubní
- metabolická systémová onemocnění.

##### **4.4.1 Patogeneze**

Snižuje se množství vytvářené matrix, produkované struktury jsou často anomální. Následuje rozpad chondrocytů a uvolnění buněčných enzymů vede k destrukci struktur matrix a kolapsu chrupavky. Chrupavka měkne, snižuje se výška její vrstvy, vytváří se v ní trhliny a v kloubu se objevuje chrupavčitý detritus, který vede k sekundární synovialitidě. Nastává hyperprodukce synoviální tekutiny přičemž se zhoršují její vlastnosti z hlediska výživy i kloubní lubrikace. Ve snaze organismu o reparaci dochází k subchondrální kostní

hypertrofii (subchondrální skleróza). V subchondrální oblasti jsou v této fázi časté zlomeniny trabekul s nekrózou, jejich výsledkem jsou kostní cysty. Sekundární zánětlivá složka postihuje i další části kloubu zejména kloubní pouzdro a vazy. Může ovlivnit kloubní statiku, může se objevit i porucha kloubní osy (47).

#### 4.4.2 Klinické projevy

Nejdříve se objevuje *námahová bolest*, která zprvu přichází při extrémních aktivitách a posléze při aktivitách běžných. Typická je *bolest při obvyklé zátěži chůzí a často jako tzv. startovací bolest na začátku pohybu*. V pozdějších stádiích přichází *bolest klidová rušící spánek*. Bolesti mají tupý charakter, často je obtížně definovatelná lokalita bolesti. *Zhoršuje se rozsah pohybu* postiženého kloubu, v pozdním stadiu může přejít až v semiankylózu, nebo dokonce ankylózu. Objektivně nacházíme *krepitus, palpační bolestivost a zhrubění kloubních tvarů*. Objevuje se typická deformita ve smyslu *genu varum* nebo *genu valgum*. Později se vytvářejí *kloubní a svalové kontraktury* (*genu flectum*) dále omezující rozsah pohybu. Postupně dochází k *atrofii svalstva* postižené končetiny. Často jsou zřetelné *antalgické klaudikace*. V období dekompenzace se může objevit i *výpotek*. (47).

#### 4.4.3 Příčiny bolestí u artrózy

V první řadě bolest způsobuje *zvýšený nitrokloubní tlak* zmnoženou nitrokloubní tekutinou. Dále je to *sekundárně vzniklá synovialitida* a *napětí kloubního pouzdra*. Bolestivé je i *napětí svalových a šlachových úponů*. Tupá a obtížně definovatelná bolest je způsobená *kostní hyperémií*.

#### 4.4.4 Rentgenové vyšetření

Na RTG snímcích lze pozorovat *zúžení kloubní štěrbiny, subchondrální sklerózu* v místě přetížení nebo *pseudocysty*. V pokročilejších stádiích jsou přítomny *osteofyty* a *deformace kloubu*, případně až *zánik kloubní štěrbiny*. Někdy dochází i k *nekróze* části kloubu a případně *úhlové deformitě* (28,47).

#### 4.4.5 Konzervativní léčba

Lze ji rozdělit na nefarmakologickou a medikamentózní.

Z nefarmakologických prostředků je velmi významná úprava životosprávy zejména *redukce váhy*. K úlevě od bolesti může vést *chůze s oporou* a *omezení zátěže*. Důležitá je *vhodná forma rehabilitace* udržující svalovou trofiku, částečně i rozsah pohybu. Tlumící efekt při zhoršení obtíží může mít *protizánětlivá fyzikální léčba*. Doporučuje se i *lázeňský rehabilitační pobyt*.

Farmakologická léčba spočívá v podpoře metabolismu zbylé chrupavky a v tlumení zánětu. *Chondroprotektiva* jsou indikována v časnějším stádiích artrotického procesu, kdy na kloubní chrupavce ještě nepřevažují defekty. Příkladem je SYSADOA (symptomatic slow acting drug of osteoarthritic), jako je chondroitinsulfát a preparáty kyseliny hyaluronové. V pokročilejších stádiích je indikována léčba protizánětlivá ve formě *nesteroidních antirevmatik (NSA)*. Při bolestivé akutní exacerbaci artrózy vede k rychlé úlevě *nitrokloubní aplikace steroidních preperátů* (28,47).

#### 4.4.6 Operační léčba

V lehčích stádiích spočívá ve vyčištění od kloubního detritu, egalizaci případně odstranění degenerovaných menisků a egalizaci kloubních chrupavek. Výkon je proveden artroskopicky. Dále se provádějí *osteotomie, arthrodesa* a nejčastěji *kloubní náhrada*.



*Unikompartmentální náhrada* umožňuje ošetření izolované pokročilé artrózy v jednom kompartmentu kolenního kloubu. Nejčastějším typem totálních náhrad kolenních kloubů je *kondylární náhrada*. Tato náhrada připomíná svým tvarem fyziologický kolenní kloub a umožňuje náhradu všech tří kompartmentů kolenního kloubu (47).

Při umělé náhradě kloubu je stabilita zajištěna tvarem artikulujících kostí, tvarem endoprotézy a systémem statických a dynamických stabilizátorů. Při operaci jsou menisky a převážná část kloubního pouzdra odstraňovány. Oba postranní vazy se zachovávají neboť jsou nejdůležitější složkou zajišťující stabilitu kloubu ve frontální rovině. Důležitou podmínkou jejich funkce je dosažení jejich stejnoměrného napětí, což musí být zajištěno během operačního postupu. Z vazových struktur je dále zachován přední a zadní zkřížený vaz. Při pokročilých destrukcích kolena se přední zkřížený vaz většinou odstraňuje a jeho funkci přebírají dynamické stabilizátory. Zadní zkřížený vaz se při těžkých deformitách doprovázených flekčními kontrakturami částečně nebo úplně uvolňuje. V případě předozadní nestability endoprotézy se používá implantát se zarážkou. Nevýhodou tohoto typu je nižší životnost v důsledku nevýhodného přenosu působících sil a zvýšení otěru polyetylenové části implantátu. Kloubní pouzdro je po operaci nahrazeno cca 1 cm silnou jizvou, která se podílí na stabilitě, na druhé straně často omezuje funkční rozsah pohybu v kloubu (17).

## **4.5 Konstrukce náhrad kolenního kloubu**

První pokus o operační ošetření kolenního kloubu je z r. 1863, kdy Verneuil a r. 1886 Olier zkoušeli interpozita měkkých tkání mezi poškozené kloubní plochy. V r. 1918 Baer popsal 23 artroplastik kolena chromovou sliznicí vepřového močového měchýře. Kovovou destičku jako interpozitum použil v r. 1940 Campbell, v 50tých a 60tých tuto metodu používali McKeever a McIntosh. Dalším vývojem v 70tých letech se z této metody vyvinula hemiartroplastika (17).

V r. 1957 Waldius vyvinul první skutečnou náhradu kolenního kloubu jako tzv. závěsovou. Byla vyrobena z vitallia jako implantát, který byl kotven do femuru a tibie mohutnými dřívky. Pohyb byl možný pouze v sagitální rovině. Matthews r. 1973 a Attenborough r. 1978 ji modifikovali pro umožnění rotace.

Charnley zavedl „low-friction arthroplasty“ (kombinace vysokomolekulárního polyetylénu v jamce kloubu a kovové hlavice) v souvislosti s TEP kyčelního kloubu a to znamenalo zásadní zlom ve vývoji náhrady kolenního kloubu.

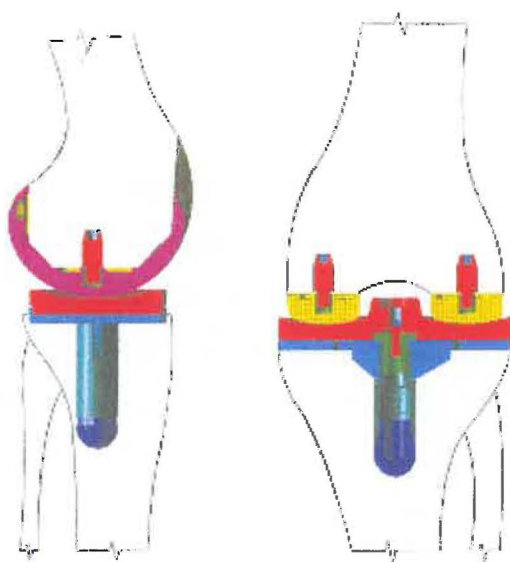
Princip kondylárních náhrad kolena je založen na užití relativně tenkých a kompaktních komponent umělého kloubu, které simulují přirozený tvar kloubu. Femorální komponenta je zhotovena většinou z chrom-kobaltové slitiny nebo titanu a v poslední době i z keramiky (např. WALTER-DIAS). tibiální část má kontaktní plochu z polyetylénu UHMWPE (obchodní označení pro vysokomolekulární polyetylén). Při zachování kolaterálních vazů dovoluje tento typ náhrady úplný rozsah pohybu. Fixace je provedena kostním cementem nebo osteointegrací (17).

Náhrady s geometrickým tvarem které jako první respektovaly anatomický tvar a fyziologický pohyb kolene v 70tých letech vyvinuly Gunston, Freeman, Swanson. Insall a Townley taktéž v 70tých letech vyvinuly anatomické kondylární náhrady později doplněné stabilizačními prvky pro případy s těžkou insuficiencí zkřížených vazů a náhradami pately. Náhrady s rotačními meniskovými prvky vyvinuly Pappas a Buechel v r. 1979.

První aplikace náhrad kolenního kloubu byly u nás prováděny v 70tých letech v Praze a Brně a jednalo se o typ Townley. V 80tých letech se vývojem endoprotéz zabývala I. ortopedická klinika 1LF UK a firma WALTER. V současné době náhrady kolenního kloubu vyrábí firma Beznoska (17).

## 4.6 Totální náhrady kolenního kloubu

Totální náhrady kolenního kloubu (TEP) se vyrábějí buď jako účelově zaměřené (primoimplantát, stabilizovaný kloub, atd.) nebo jako stavebnicové modulární systémy opatřené dříčky, stabilizačním mechanismem, různými typy augmentací pro vyplnění kostních defektů při velmi těžkých destrukcích kloubu nebo po revizních operacích (17).



Obr. 4.3 TEP kolenního kloubu, řez v sagitální a frontální rovině (Nedoma et al., 2006).

Používané materiály:

- kov – ocel, CoCrMo, titan
- plast – polyetylen
- keramika –  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}$ .

Umělé náhrady kolenního kloubu dělíme podle řady faktorů:

- konstrukce – bez pohyblivých částí, s pohyblivými částmi, závěsné
- způsob fixace – cementované, necementované, hybridní (cementovaná + necementovaná), dále na  $\alpha$  se zachováním zadního zkříženého vazy (zzv) a  $\beta$  bez zachování zzv

- indikace – primární a neprimární
- typu tibiálního plata – fixní plato (fixed bearing) a mobilní plato (mobile bearing)
- vazba komponent – nestišťené jejich stabilita je dána relativně funkčním vazivovým aparátem; stabilizované, které předpokládají resekci nefunkčních zkřížených vazů a stišťené indikované u silně destruovaného stabilizačního aparátu kloubu jako rotační závěs.

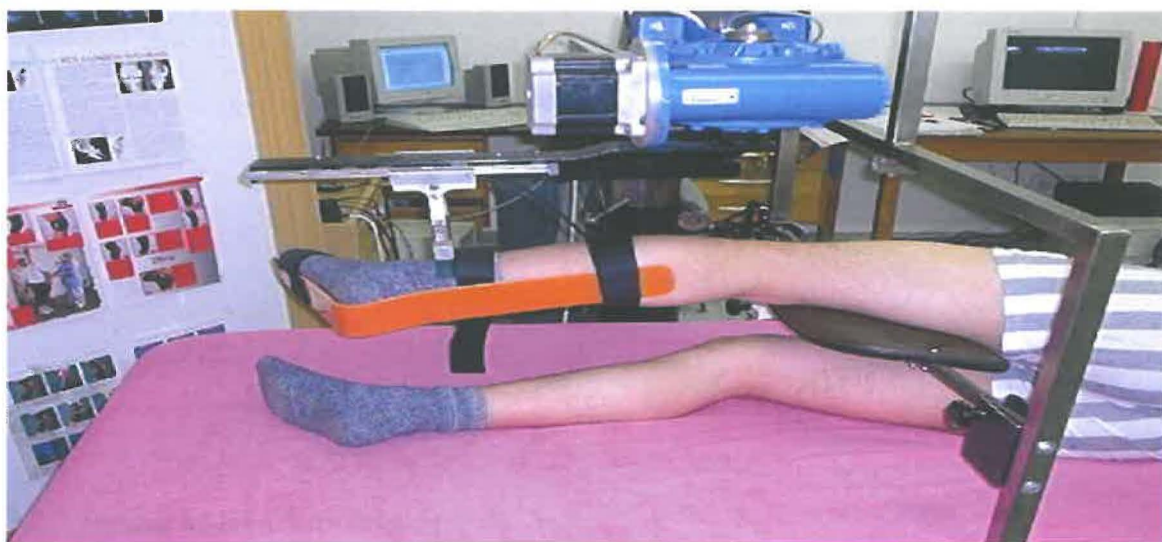
V současnosti se stále hledají nové cesty jak vylepšit funkčnost a životnost TEP kolenního kloubu. Konstrukce, jejíž cílem je zvýšení životnosti endoprotézy, snížení rizika luxace kolenního kloubu, zvýšení rozsahů pohybů, je založena na ložiskovém principu a navržena tak, že femur artikuluje proti pohyblivé PE-vložce. Tibiální kovové plato typu SAL firmy Sulzer je přizpůsobeno minimálním střížným silám, jež se vyskytují v pohyblivém ložisku kolenní endoprotézy. Nepřítomnost mechanických prostředků v ložisku zabraňuje riziko PE-otěru. Přesazení přes kovové plato je předcházeno optimalizací poloměru. Cílem TEP kolene tohoto typu je obnovit normální funkci kloubu, s velkým funkčním rozsahem při zachování zzv. Proto její design kopíruje fyziologický pohyb zdravého kolenního kloubu s vysokou bezpečností proti dislokaci, dostatečné stabilitě kloubu, nižšímu otěru polyetylénu a delší životností implantátu. Životnost endoprotézy je individuální, většinou však přesahuje deset let. Největším nepřítelem jakékoliv endoprotézy je infekce, který i v mitigované formě dříve či později vede k uvolnění implantátu od kosti a jeho selhání (17,28).

## 5. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

### 5.1 Úvod

Předmětem této práce je experimentální měření reologie kolenního kloubu na měřícím zařízení zvaném bioreometr (reometr), který byl zkonstruován v laboratoři BEZ (Biomechanika extrémních zátěží) na FTVS UK.

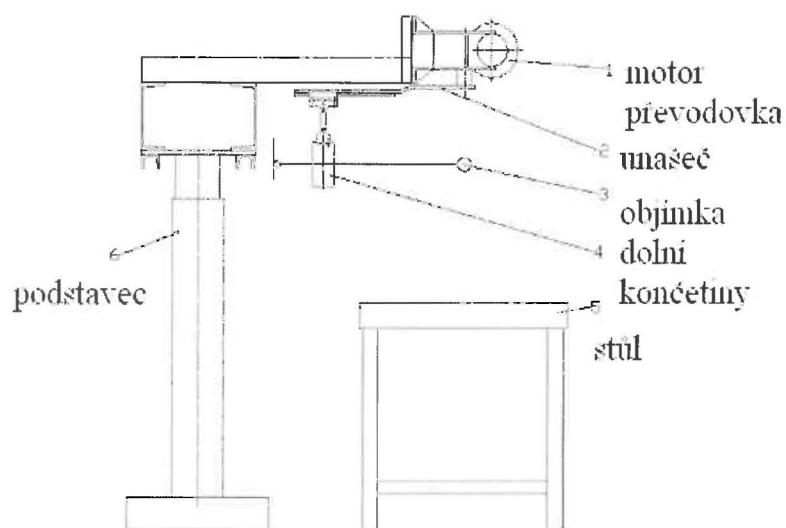
V rámci tohoto experimentu probíhalo měření pasivních odporů vznikajících při pasivním pohybu kolenního kloubu do flexe a extenze u probanda s artrózou kolenního kloubu a následně s totální náhradou kloubu. Cílem práce bylo posoudit změny v reologii kolenního kloubu zasaženého artrózou a po aplikaci totální endoprotézy.



Obr. 5.1 Reometr – ilustrační foto (Prokešová, 2005)

## **5.2 Popis a funkce bioreometru**

Vybavení se skládá z výzkumného stolu, kde leží proband. Mechanický pohyb je produkován běžícím motorem, který je kontrolován generátorem impulzů. Rotace motoru je přenášena na kovové rameno zařízení pomocí šnekové převodovky, jejíž poměr je 1:30. Součástí ramene je silový senzor tvořený tensometrickým pŕlmŕstkem. Data jsou převáděna A/D konvektorem se vzorkovací frekvencí 1 kHz. A/D konvektor je připojen k počítači kde jsou data zobrazována jako křivka (22).



Obr.5.2 Schéma reometru (Prokešová 2005)

### **5.2.1 Postup a zásady měření**

Měření probíhalo vleže na boku, netestovaná končetina byla částečně pokrčena k zajištění stability. Stehno testované končetiny podepřeno tak, aby byl femur vodorovně. Střed kolenního kloubu umístěn v rotační ose pohyblivého ramene. Holeň upevněna popruhem spojeným s ohybovým nosníkem nesoucím tensometry. Z průhybu nosníku je zjišťována působící síla. (22).

Kalibrovanými měřidly jsme naměřily vzdálenosti, které pak byly použity jako konstanty při konečných výpočtech. Jednalo se o vzdálenost od místa upnutí dolní končetiny do měřícího přístroje k ose rotace kolenního kloubu a tloušťku dolní končetiny v místě upnutí do měřícího přístroje.

Při měření je podmínkou úplná relaxace probanda, aby pohyb bérce byl zcela pasivní. Proto byly také při každém měření provedeny tři neměřené periody, které umožní probandovi, aby si na pohyb zvykl a dokázal uvolnit svalstvo dolní končetiny. Poté se provedlo pět měřených period, které byly hodnoceny. Neprovádí se průměrování všech smyček. Ale při dobré shodě se všemi ostatními jsou vybrány tři prostřední smyčky a u nich zvlášť vypočítány parametry a ty pak zprůměrovány. Rozsah pohybu byl z 10° extenze do 90° flexe s výjimkou prvního pooperačního měření (14.6.2007), kdy proband byl schopen pouze 50° flexe kolenního kloubu operované dolní končetiny. Jeden cyklus (ohnutí-natažení-ohnutí) trval 30 sekund. Měření bylo provedeno dvakrát před operací a dvakrát po operaci. Proband měl na sobě pouze spodní prádlo, aby nedošlo k omezení pohybu. Měřilo se vždy ve stejnou denní dobu. Pokaždé byl naměřen pravý i levý kolenní kloub.

### **5.2.2 Hysterézní křivka - bioreogram**

Bioreometr měří celkovou mechanickou impedanci kolenního kloubu. Signál získaný z tensometrického mostu je digitalizován a přes počítač převeden na bioreogram (hysterézní křivku). Vyjadřuje závislost momentu síly na velikosti ohnutí kolenního kloubu v každém okamžiku pohybu a lze z ní určit současný stav kolenního kloubu. Všechny kloubní komponenty (kost, chrupavka, vazivo, menisky, synoviální tekutina, šlachy, svaly a kůže) mají specifické mechanicko-reologické vlastnosti. Tato křivka podává náhled do viskoelastických vlastností kolenního kloubu (Prokešová, Říha, Havránek, Otáhal, 2006 Hrotovice).

Hysterézní smyčka vzniká spojením rostoucí a klesající části hysterézní smyčky. Horní rostoucí část křivky vyjadřuje průběh pohybu z extenze do flexe, spodní klesající



část vyjadřuje zpáteční pohyb do extenze. Na ose x je vynesena úhel dolní končetiny v kolenu v radiánech. Na ose y velikost momentu síly.

### 5.2.3 Způsoby vyhodnocení bioreogramu

Vycházíme z hodnocení tvarů celých hysterézních smyček. Hodnotíme odlišnosti tvarů křivky pravého kolenního kloubu před a po operaci a také hodnocení levého kolenního kloubu, který byl operován v r. 2006, rok před operací na kolenu pravém.

Popis výsledného měření vychází z těchto parametrů:

- **Množství disipované energie** – [joule]. Je to rozdíl energie vložené strojem (předkopavačem) a vrácené energie, akumulované v pružných částech kolenního kloubu. Tato disipovaná energie je tedy v kloubu zmařena (přeměněna na teplo) a způsobuje tak energetické ztráty při pohybu v kolenu. Vypovídá o viskózních, třecích a relaxačních poměrech, ke kterým dochází při pohybu. Čím je viskozita vyšší, tím větší je obsah plochy křivky.
- **Účinnost kolenního kloubu** – je poměr energie vložené ku energii vrácené. Tento parametr vypovídá o poměru ztracené energie během pohybu vůči práci potřebné k vykonání celého pohybu. Popisuje převážně viskózní vlastnosti daného systému, stav elastické složky a svalů se zde snažíme opomíjet. Výpočet dle vzorce:

$$\eta = 1 - \frac{E_p}{E_c}$$

Kde  $E_p$  je množství disipované energie a  $E_c$  energie dodaná reometrem.

- **Směrnice lineární regrese celé hysterézní smyčky** – Získáme ji, pokud je z kladné části horní křivky a záporné části spodní křivky odstraněn vysokofrekvenční šum (FFT filtrem) a jsou proloženy polynomem devátého stupně. Jeho derivací získáme směrnice tečny v jednotlivých bodech křivek. Jejich zprůměrnováním pak průměrnou směrnici tedy tuhost – odpor kolenního kloubu proti ohybu. Určuje míru strmosti hysterézní křivky. Podává informaci o elastických poměrech v kloubu (16,29).

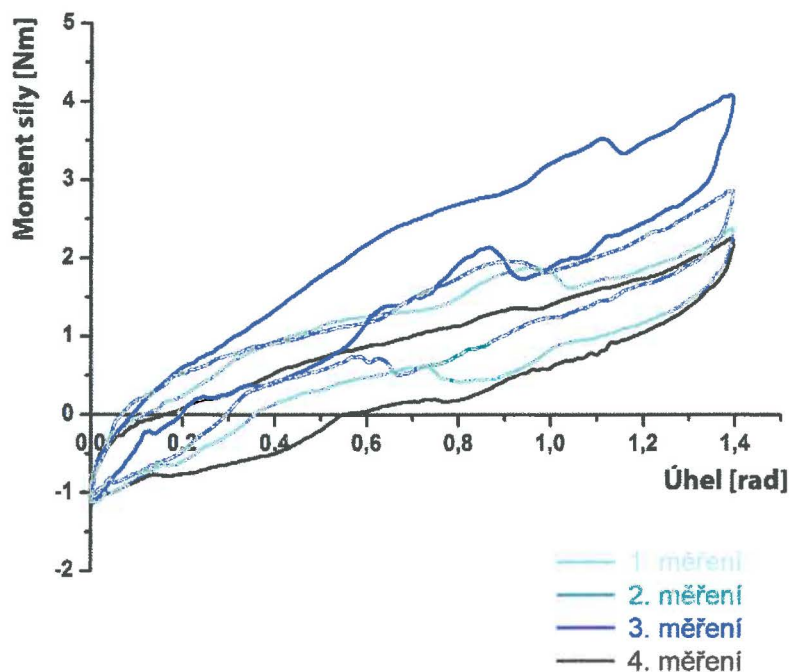
### **5.3 Vlastní měření**

Proband M.P., žena, 1930

Ve věku 36 let byla u probanda diagnostikována artróza 1. stupně. Byla léčena konzervativně chondroprotektivy a lázeňskou léčbou. Po selhání konzervativní léčby byla v roce 2006 (21.4.) indikována operativní léčba nejprve levého kolenního kloubu a v roce 2007 (25.5.) operativní implantace TEP biomet universal na koleni pravém.

Po operaci pravého kolene podstoupila třítydenní rehabilitaci v nemocnici Pod Petřínem, kde bylo prováděno posilovací cvičení m. quadriceps femoris a cvičení rozsahu v kolenním kloubu, byla také doporučena chůze o 2 FH s postupnou zátěží operované končetiny, medikace Warfarinem a pro zánětlivou reakci v místě endoprotézy léčba ATB. Proband neudává žádné vážné úrazy a onemocnění.

Levý kolenní kloub – výsledné hysterezi křivky ze všech čtyř měření, zobrazené v jednom grafu.

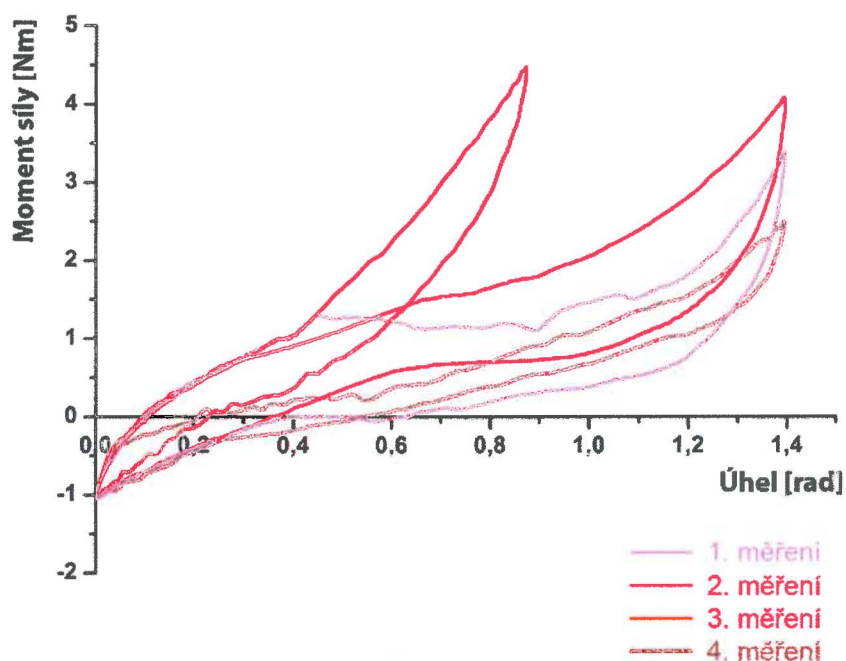


**Graf 1. Změny reologických charakteristik v průběhu experimentu u levého kolenního kloubu.**

*Křivky prvního a druhého měření jsou více méně identické, výrazně se odlišuje křivka 3. měření. U všech čtyř měření jsou přítomna lokální maxima způsobená patrně nedokonalostí umělého kloubu, která jsou velmi výrazná před i po operaci, v průběhu rekonvalescence se maxima vyhladila nejspíše vlivem rehabilitace.*

*Množství disipované energie nejvíce stoupá u 2. měření, u prvního a posledního je téměř identické. Po operaci pravého KK se zvýšila na levém KK tuhost i velikost ztracené energie důsledkem pohybové deprivace, tyto se vrátily do původního stavu po rehabilitaci.*

**Pravý kolenní kloub** – výsledné hysterezi křivky ze všech čtyř měření, zobrazené v jednom grafu.

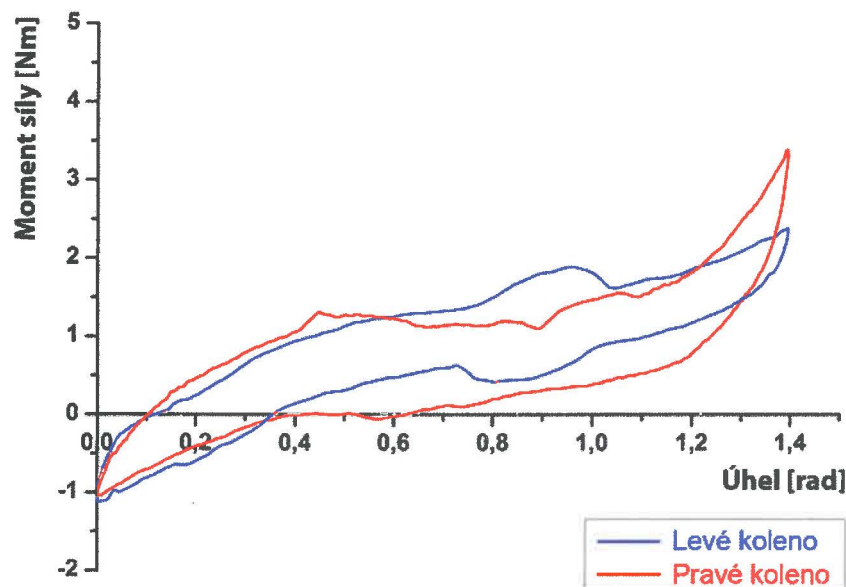


**Graf 2. Změny reologických charakteristik průběhu experimentu u pravého kolenního kloubu.**

*Tvary i orientace křivek jsou odlišné. Oproti levé končetině jsou křivky více rozptýlené a je patrný vývoj jejich tvaru. Při prvním měření je vidět přítomnost lokálních maxim ukazující špatnou jakost povrchu a progresivní tuhnutí ve flexi. V druhém měření dochází stejně jako u levé nohy k nárůstu tuhosti a ztracené energie, nejspíše vlivem omezení pohybu probanda. U třetího měření byla těsně po operaci omezena flexe a bylo možné měřit pouze do 50° při velkém nárůstu tuhosti KK. Po rehabilitaci se stav kolene výrazně zlepšil což ukazují všechny parametry.*

*Množství disipované energie se v průběhu jednotlivých měření snižuje viz. číselné údaje v tabulce (v příloze).*

První měření (18.4.2007) – srovnání hysterézní křivky levé a pravé končetiny měsíc před operací.

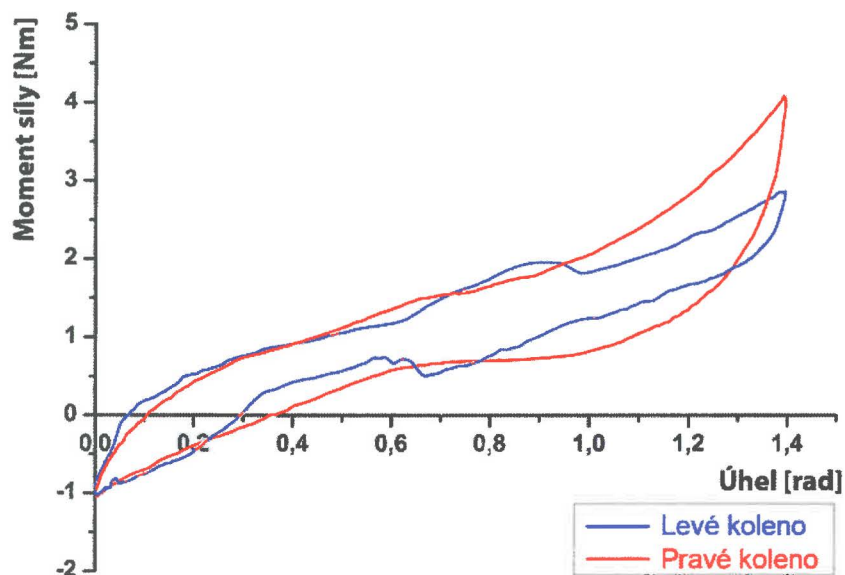


Graf 3. První měření (18.4.2007)

*Průběh křivek se od sebe na první pohled liší. Velikost momentů sil v krajních pozicích by mohly ukazovat, že napětí MQF v 90° flexe KK by bylo u pravé končetiny vyšší než u levé. Což může být způsobeno bolestivostí pravého KK, která má za následek „šetření“ nohy a tím méně pohybu. Roztřesenost křivky pravého KK může být způsobena špatnou jakostí povrchu kloubu nebo bolestivým drážděním. Nerovnosti na vzestupné a sestupné části křivky levé končetiny jsou téměř ve stejném místě, což by mohlo být způsobeno mechanickou překážkou v TEP.*

*Množství disipované energie bylo u pravé končetiny vyšší.*

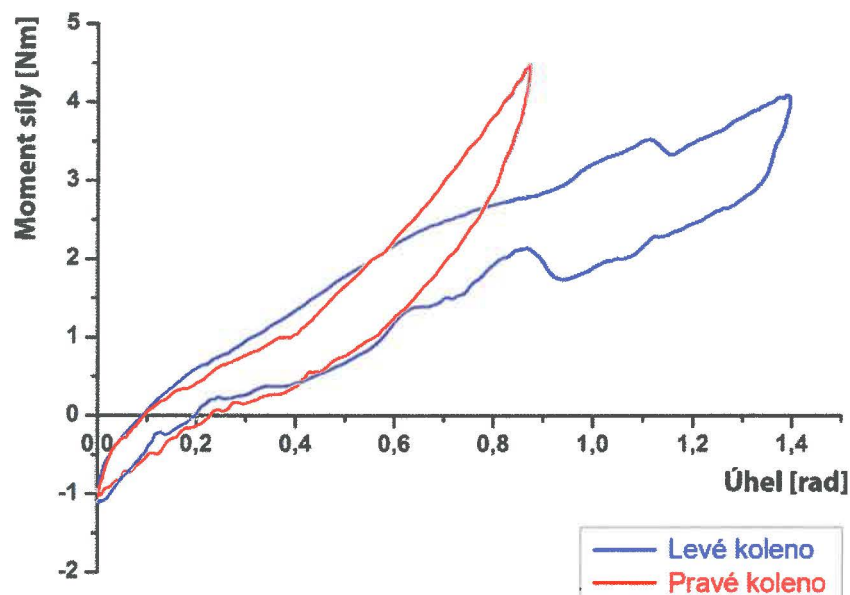
**Druhé měření (17.5.2007)** – srovnání hysterézní křivky levé a pravé končetiny týden před operací.



**Graf 4. Druhé měření (17.5.2007)**

*Tvary křivek jsou na první pohled odlišné, liší se strmostí svého průběhu. Křivka pravého kolene má prudší stoupání. U obou KK se vzhledem k minulému měření zvýšila tuhost i ztráty což můžeme přisuzovat omezení pohybu a ztuhnutí vazů. Ovšem křivka pravého KK je více vyhlazená, což může být způsobeno zvýšením dávky protizánětlivých léků před operací.*

**Třetí měření (14.6.2007)** – srovnání hysterézní křivky levé a pravé končetiny dvacet dní po operaci.



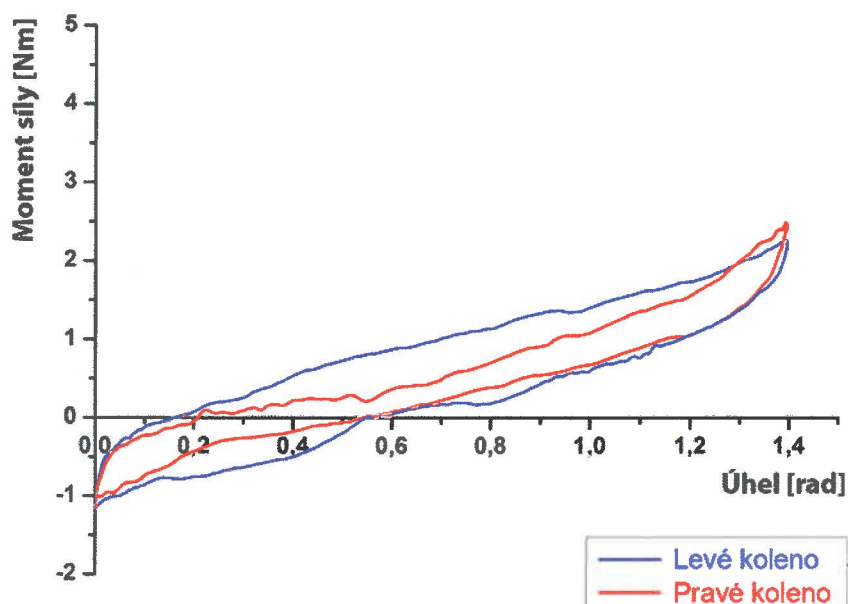
**Graf 5. Třetí měření (14.6.2007)**

*Rozdíl ve tvaru křivek je markantní. Křivka pravého KK je výrazně posunuta na ose x doleva, má prudší stoupání i klesání než křivka levého KK. Což může být způsobeno traumatem vlivem operačního zákroku a otokem. Pravý kolenní kloub také dosahuje pouze rozsahu 50° flexe.*

*Křivka levého KK vykazuje zřetelné „lokální extrémy“ jak vzestupné tak hlavně sestupné části křivky, může to způsobovat větší únava končetiny vlivem přebírání zátěže za operovanou DK.*

*Množství disipované energie bylo nižší u pravého kolenního kloubu.*

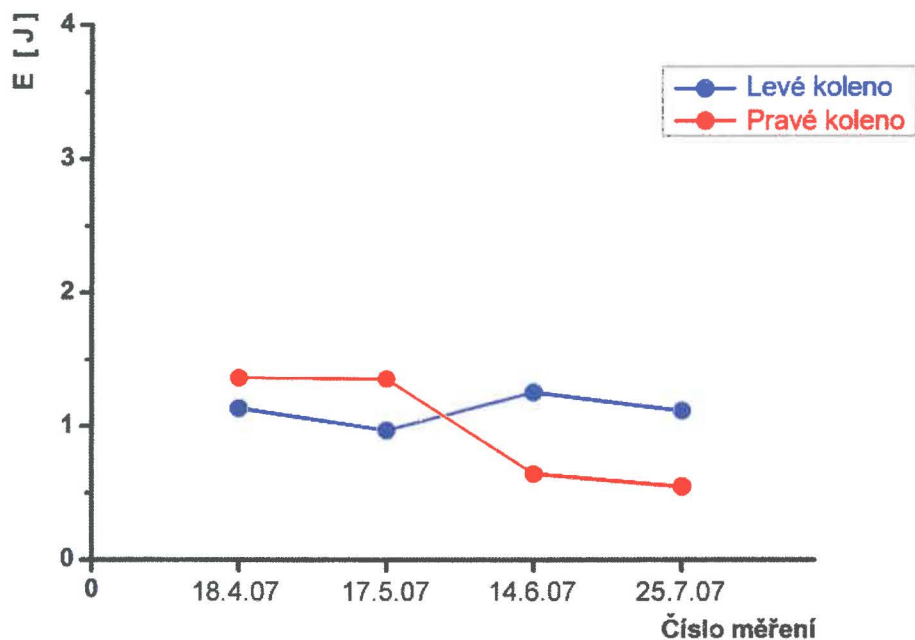
Čtvrté měření (25.7.2007) – srovnání hysterézní křivky levé a pravé končetiny 2 měsíce po operaci.



Graf 6. Čtvrté měření (25.7.2007)

*Na křivkách posledního měření je vidět zlepšení obou kolenních kloubů, jejich tuhost je v podstatě shodná. Na křivce levého KK se skoro vyhladila lokální maxima. Výrazně se zmenšila i ztracená energie.*

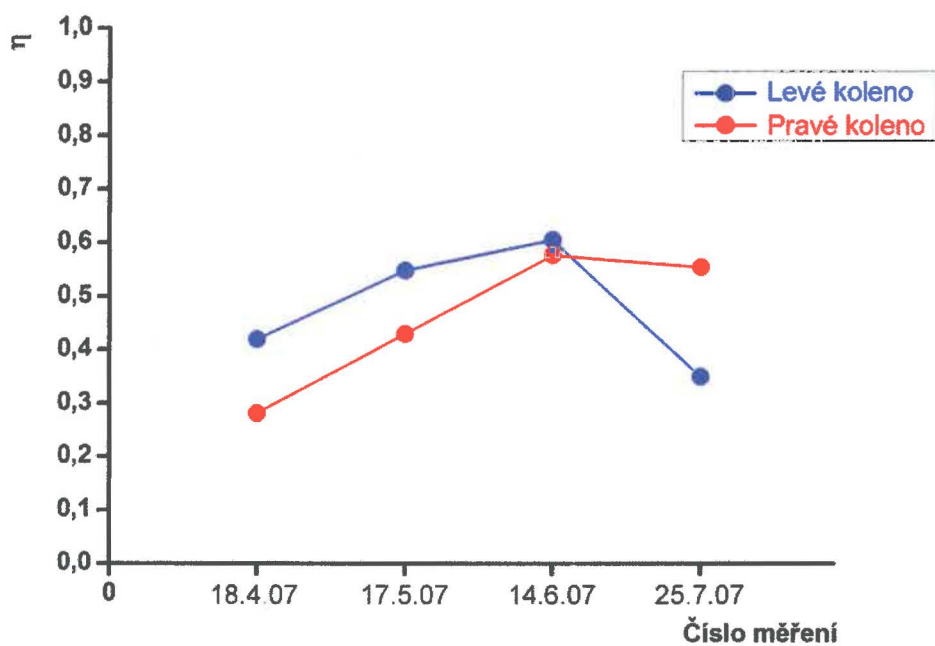




**Graf 7. Vývoj množství disipované energie v průběhu experimentu.**

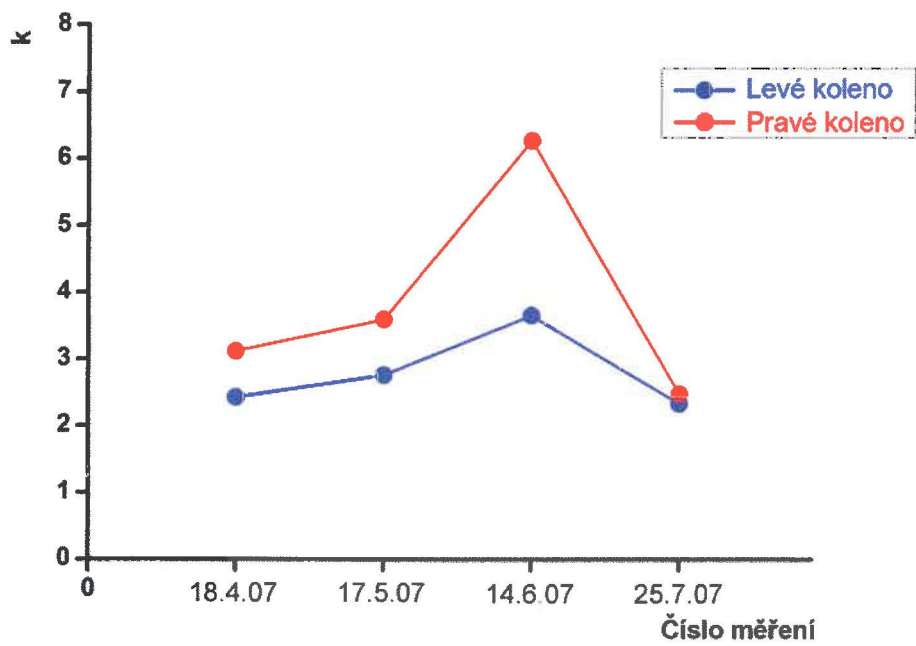
*Množství disipované energie v průběhu rekonvalescence u pravého kolenního kloubu mělo sestupnou tendenci, to mohlo být způsobeno zlepšenými reologickými poměry v kolenním kloubu vlivem implantované TEP.*

*Naopak u levého kolenního kloubu mělo málo kolísavou tendenci a nejvyšší ztrátě energie došlo u 3. měření, což by mohlo mít příčinu ve větší námaze levé končetiny v souvislosti s odlehčením pravé končetiny po operaci.*



**Graf 8. Vývoj „účinnosti“ kolenního kloubu v průběhu experimentu.**

*Z grafu je zřejmé, že se „účinnost“ kolenních kloubů v průběhu experimentu zvyšovala, což by mohlo znamenat zlepšení tribologických poměrů v kloubu, avšak u obou kloubů došlo na konci experimentu k poklesu „účinnosti“ u pravého kloubu jen nepatrně, u levého kloubu výrazně. Z čehož je vidět, že tento parametr nijak nekoreluje se skutečným stavem kolene. Charakterizuje pouze průměrnou tuhost v celém rozsahu pohyblivosti kolenního kloubu.*



**Graf 9. Vývoj směrnice lineární regrese celé hysterézní smyčky**

*Z grafu je patrné, že se tuhost nejdříve zvyšovala, po operaci dosáhla maxima, po rehabilitaci se naopak dostala na velice dobrou, nízkou úroveň.*

## 5.4 Diskuze výsledků

Měření a následné porovnávání reologie kolenního kloubu zasaženého artrózou a kolene s implantovanou TEP nebylo dosud popsáno v žádné literatuře, proto jsem se rozhodla pro experimentální práci s tímto tématem.

Do této práce byly zpracovány výsledky čtyř měření u jednoho probanda. K hodnocení změn reologie kolene byly naměřeny hysterézní smyčky rezistence kolenního kloubu proti pasivnímu ohybu. Z nich byly pro porovnání změn jeho fyziologického stavu stanoveny čtyři pomocné parametry – disipovaná energie, účinnost kolenního kloubu, tuhost kolenního kloubu a expertní hodnocení.

Disipovaná energie vypovídá o viskózních, třecích a relaxačních poměrech. Na vzhledu smyčky se viskozita projeví v jejím obsahu, čím nižší viskozita tím je menší obsah plochy hysterézní smyčky. K disipaci energie dochází třením kloubních ploch a přilehlých struktur, je také ovlivněna viskozitou synoviální tekutiny a třením ve svalech. Do jaké míry dojde ke ztrátě energie je závislé na jakosti povrchu kloubu, přítomnosti mechanických překážek, stavu svalového aparátu a velikosti a směru okamžitých sil působících uvnitř kloubu a přilehlých struktur při nuceném pohybu. Čím větší ztráta energie je, tím méně kloub pracuje efektivně. Tím se také kolenní kloub stává méně „účinným“.

Můžeme říct, že ztracená energie je přímo úměrná opotřebenosti struktur kloubu, které je lidské tělo schopno kompenzovat pouze do určité míry. U artrotického kolene nastává kolaps chrupavky, často dochází k sekundární synovialitidě což má za následek nadprodukcii synoviální tekutiny horší kvality a tím i zhoršení lubrikace. Taktéž mohou vznikat i kostní cysty, osteofyty a dochází k deformaci kloubní štěrbin. Všechny tyto faktory, které ovlivňují ve výrazné míře všechny námi měřené faktory jsou v umělém kloubu odstraněny, TEP je navržena tak, aby v kloubu bylo co nejméně mechanických překážek a co nejmenší PE otěr a tím docházelo k co nejnižšímu tření v náhradě (17,47).

O elastických poměrech v kloubu nás informuje směrnice lineární regrese neboli průměrná tuhost kolenního kloubu. Tuhost by měla být, v určitých mezích, co nejmenší. Jeho velikost závisí na stavu vazivového a svalového aparátu. Konkrétně na volné délce a tuhosti vazů, šlach a kloubního pouzdra a klidovém svalovém napětí. Zánět v artrotickém

koleni často postihuje i tyto struktury, zvláště po operaci jsou namáhány. Kloubní pouzdro je nahrazeno jizvou, přední zkřížený vaz je většinou odstraněn a jeho funkci přebírají dynamické stabilizátory. Zadní zkřížený vaz je při těžkých deformitách doprovázen flekční kontrakturou, která je při operaci uvolňována. Postraní vazy jsou také zachovány, důležitou podmínkou pro správnou funkci je dosažení jejich stejnoměrného napětí, což je zajištěno při implantaci náhrady (17).

Výsledky našeho měření neovlivňuje pouze stav kloubních struktur, ale také vnější vlivy. Jako je například vyšetřovací poloha, její přesné zaujetí při každém měření. S tím souvisí i relaxace probanda, která může být ovlivněna jak nepohodlnou polohou, tak i bolestí nebo psychickým stavem apod.

Dalším problémem je srovnání naměřených hodnot. Otázkou je, zda srovnání pravé a levé končetiny je objektivní, musíme vzít v úvahu individualitu člověka a také odlišnost kolenních kloubů které mají v průběhu života jinou historii zatěžování, může dojít jen k jednostrannému traumatu, řetězení dalších potíží ze vzdálených struktur, které mohou postihovat také jen jeden kolenní kloub atd.

Pro validitu výsledků by bylo vhodné vyřešení výše uvedených problémů a také dlouhodobější studie s větším počtem probandů.

## 6. ZÁVĚR

Cílem naší práce bylo posoudit reologii kolenního kloubu zasaženého artrózou a reologii kolenního kloubu s implantovanou totální náhradou.

Odpověď na první hypotézu zda průběh hysterézní křivky u nemocného kolene před a po operaci vykáže měřitelné změny v charakteru jejího tvaru a vlastností, zní ano. Vývoj křivky v průběhu experimentu se mění. Mizí nerovnosti i lokální maxima, která ukazují na špatnou jakost povrchu a progresivní tuhnutí ve flexi. Množství disipované energie se v průběhu experimentu snižuje. Stav kolene se výrazně zlepšil, což dokazují všechny parametry.

Hypotéza č. 2, hysterézní křivky pravého a levého kolene se nebudou po operaci výrazně lišit, je potvrzena jen částečně. Graf č. 5 na němž jsou křivky prvního pooperačního měření ukazuje markantní rozdíl ve tvaru křivek. Což je způsobeno traumatem v místě operace, jizvou a otokem a stejně tak rozdílnou zátěží obou končetin. U posledního měření však zásadní rozdíly ve tvaru křivek mizí, tuhost obou kolenních kloubů je v podstatě shodná.

Hypotéza č. 3 se potvrdila. Po aplikaci totální endoprotézy množství disipované energie mělo sestupnou úroveň, směrnice lineární regrese po operaci vykazovala maximální hodnoty, po rehabilitaci se naopak dostala na velice nízkou úroveň.

U hypotézy č. 4 lze tedy potvrdit, že charakter hysterézní smyčky a měřené hodnoty se měnily vlivem režimu zátěže. Křivka prvního a druhého měření je téměř identická, výrazně se odlišuje křivka třetího měření kdy došlo vlivem šetřícího režimu na operovaném kloubu k největšímu zatížení levé končetiny a u čtvrtého měření se křivka vyhladila a tuhost a velikost ztracené energie se vrátily do původního stavu.

Tato studie slouží jako podklad pro další měření zabývající se reologií kolenního kloubu.

## 7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BARTONÍČEK, J., DOSKOČIL, M., HEŘT, J., SOSNA, A. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. Praha: Avicenum, p. 184-216.
2. ČECH, O., SOSNA, A., BARTONÍČEK, J. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha: Avicenum, 1986.
3. ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
4. ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. Praha: Grada, 1997. 655 s. ISBN 80-7169-140-2.
5. DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. Praha: Alberta, 1994. 208 s. ISBN 80-85792-08-7
6. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, spol. s.r.o., 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
7. HEWETT, TE., PATERNO, MV., NOYES, FR. *Proprioception and neuromuscular control in point stability*. Chapter 7, Neuromuscular contributions to knee kinematics and kinetics: Normal versus pathological state. 1999. p. 77-86.
8. JANDA, V., PAVLŮ, D. Kolenní kloub: *Goniometrie*. Brno: IDVPZ, 1993. p. 77-85
9. KAPANDJI, I.A. *The knee: The Physiology of the Joints: Lower Limb*. 5<sup>th</sup>. ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1987. p. 64-146.
10. KARAS, V. *Biomechanika a chování pohybového systému při volní motorické činnosti*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova, 1978. 207 s.
11. KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Univerzita Karlova, 1991. 234 s. ISBN 80-7066-514-9.
12. KONVIČKOVÁ, S., VALENTA, J. *Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady*. Praha: Viena, 2000. ISBN 80-7099-443-6.
13. KOUDELA, K. *Anterolaterální přístup u alopplastiky kolenního kloubu*. Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 1999; 66: 87-94.
14. KUBÁT, R., MRZENA, V. *Ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986. 344 s.

15. KUBEŠ, R., DUNGL, P., PODŠKUBKA, A., ŠTĚDRÝ, V. *První zkušenosti s implantací cementové totální endoprotézy kolenního kloubu typu Beznoska/ S.V.L.* Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 1999; 70: 16-39.
16. KUBOVÝ, P. Ústní sdělení, červen 2007.
17. NEDOMA, J., STEHLÍK, J., BARTOŠ, M., et al. *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí.* Praha: Karolinum, 2006.
18. NÝDRLE, M., VESELÁ, H. *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu.* Brno: IDVZP, 1992.
19. PETROVICKÝ, P. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi.* Martin: Osveta, 2001. 463 s. ISBN 80-8063- 046-1.
20. POKORNÝ, D., SOSNA, A., LANDOR, I., JAHODA, D. *Výsledky náhrady kolenního kloubu necementovanou totální endoprotézou LCS.* Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 1998; 65: 133-139.
21. PROKEŠOVÁ, M., ŘÍHA, M., HAVRÁNEK, A., OTÁHAL, S. *Human Biomechanics: Biorheology of joint.* 2006. p. 168.
22. PROKEŠOVÁ, M., TVRDÍKOVÁ, H., NOVÁK, P. *Measurement of rheologic properties of the knee joint and dependence of the results on the direction of the load.* 2005. p. 134-137.
23. ROZKYDAL, Z., PINK, T. *Totální náhrada kolenního kloubu po vysoké osteotomii tibie.* Acta Chir. orthop. Traum. Čech., 2003; 70: 158-163.
24. RYBKA, V., VAVŘÍK, P. *Aloplastika kolenního kloubu.* Praha: Arcadia, 1993.
25. SCOTT BLAIR, GW. *An introduction to Biorheology.* 1<sup>st</sup> ed. Amsterdam: Elsevier Scientific Company, 1974. ISBN 0-444-41160-7.
26. SCOTT, WN. *The Knee.* Volume 1. 1<sup>st</sup> ed. Missouri: St. Louis: Mosby – Year Book, Inc., 1994. 798 p. ISBN 0-8016-6613-9.
27. SCOTT, WN. *The Knee.* Volume 2. 1<sup>st</sup> ed. Missouri: St. Louis: Mosby – Year Book, Inc., 1994. 1536 p. ISBN 0-8016-6613-9.
28. SOSNA, A., VAVŘÍK, P., KRBEČ, M., POKORNÝ, D. et al. *Základy ortopedie.* Praha: Triton, 2004.



29. STRÁŽNICKÁ, L. *Reologie kolenního kloubu před a po chirurgickém řešení ruptury předního zkříženého vazů*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2006.
30. STRÁŽNICKÝ, J. *Patologie*. Olomouc: EPAVA, 2001. 338 s. ISBN 80-86297-06-3.
31. TVRDÍKOVÁ, H., ŠPRINGROVÁ, I., PROKEŠOVÁ, M. *Biosignal: Construction of equipment for measuring of passive resistance of knee joint*. 2002. p. 186-188.
32. TROJAN, S. et al. *Lékařská fyziologie*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 1999. 616s. ISBN 80-7169-788-5.
33. VALENTA, J. et al. *Biomechanika*. 1. vyd. Praha: Academia, 1985. 544 s.
34. VALENTA, J. et al. *Biomechanics*. Amsterdam-London-NY-Tokyo: Elsevier, 1993.
35. VALENTA, J. et al. *Biomechanika kloubů člověka*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999.
36. VALENTA, J., KONVIČKOVÁ, S., VALERIÁN, D. *Biomechanika kloubů člověka*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1999. 239 s. ISBN 80-01-01943-8.
37. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5
38. VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
39. VOKURKA, M., HUGO, J. *Praktický slovník medicíny*. 6. vyd. Praha: Maxdorf, 2000. 1017 s. ISBN 80-7345-105-0.

### **Internetové zdroje:**

40. Autor neuveden. *MEDIN modulár – MM*. [online]. [cit7.7.2007]. URL: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=89&productsID=77>
41. Autor neuveden. *MEDIN univerzál – MU*. [online]. [cit7.7.2007]. URL: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=90&productsID=76>
42. Autor neuveden. *Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL*. [online]. [cit7.7.2007]. URL: <http://www.beznoska.com/indexm.php?a=text&id=49&lan=cz>

43. Autor neuvoden. *AGC: Univerzální systém pro totální náhradu kolenního kloubu s tlakově modulovaným polyetylénem ArCom*. [online]. [cit7.7.2007]. URL: <http://www.biomet.cz/?detail=2>
44. Autor neuvoden. *Vanguard: Univerzální systém pro totální náhradu kolenního kloubu s modulární vložkou*. [online]. [cit7.7.2007]. URL: <http://www.biomet.cz/?detail=49>
45. Autor neuvoden. *Vanguard patello-femorál: Řešení pro lokalizované poškození patello-femorálního kontaktu*. [online]. [cit7.7.2007]. URL: <http://www.biomet.cz/?detail=20>
46. Autor neuvoden. *Oxford*: [online]. [cit7.7.2007]. URL: <http://www.biomet.cz/?detail=1>
47. LANDOR, I. *Artróza*. [online]. [cit. 10.5.2007]. URL: <http://www.el.lf1.cuni.cz/p54053892/>
48. LANDOR, I. *Artróza – ostatní klouby, operační léčba*. [online]. [cit. 10.5.2007]. URL: <http://www.el.lf1.cuni.cz/p44562943/>
49. OTÁHAL, S. *Membrum inferius*. [online]. [cit. 8.6.2007]. URL: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/kineziologie/special\\_dolni\\_membrum.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/kineziologie/special_dolni_membrum.php)
50. OTÁHAL, S. *Reologické vlastnosti biologických struktur* [online]. [cit. 8.6.2007]. URL: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti\\_reologicke.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti_reologicke.php)
51. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti – obecně*. [online]. [cit. 8.6.2007]. URL: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti\\_obecne.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti_obecne.php)
52. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti šlach a vazů* [online]. [cit. 8.6.2007]. URL: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti\\_tkane\\_vaz.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti_tkane_vaz.php)
53. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti chrupavky* [online]. [cit. 8.6.2007]. URL: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti\\_tkane\\_chrupavka.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/vlastnosti_tkane_chrupavka.php)

54. OTÁHAL, J. *Mechanické vlastnosti kostní tkáně* [online]. [cit. 8.6.2007]. URL: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti\\_tkane\\_kostni.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php)
55. STÁREK, M., STEHLÍK, J., HEDL, M. *Zkušenosti s totální náhradou kolenního kloubu typu Beznoska S.V.L.* [online]. [cit. 14.7.2007]. URL: <http://www.beznoska.com/indexm.php?a=text&id=82&lan=cz>

## 8. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	oxid hlinitý
ATB	antibiotika
BEZ	Biomechanika extrémních zátěží
Co	kobalt
CoCrMo	kobaltová slitina (kobalt, chróm, molybden)
DK	dolní končetina
FH	francouzské hole
Inf	inferior
KK	kolenní kloub
Lig	ligamentum
MQF	musculus quadriceps femoris
NSA	nesteroidní antirevmatika
PE	polyethylen
RTG	rentgen
Sup	superior
SYSADOA	symptomaticky pomalu působící léky na osteoartrózu
TEP	totální endoprotéza
UHMWPE	nízkotlaký vysokomolekulární polyethylen (ultra high molecular weight polyethylen)
ZrO	oxid zirkonový
ZZV	zadní zkřížený vaz

## 9. PŘÍLOHY

### Číselné hodnoty měřených parametrů

Číslo měření	Celková energie	Disipovaná energie	Vrácená energie	Účinnost ( $\eta$ )	Směrnice regresní přímky(K)
		[J]			
L1	1,949	1,133	0,816	0,419	2,428
P1	1,897	1,364	0,534	0,281	3,121
L2	2,144	0,969	1,176	0,548	2,763
P2	2,376	1,355	1,021	0,430	3,595
L3	3,168	1,252	1,916	0,605	3,653
P3	1,518	0,644	0,874	0,576	6,273
L4	1,712	1,114	0,598	0,349	2,333
P4	1,231	0,549	0,681	0,554	2,478

L 1 – 4 číslo měření levé končetiny, P 1 – 4 číslo měření pravé končetiny