

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**KVANTITATIVNÍ ANALÝZA VENTRÁLNÍHO POSUNU BÉRCE  
V KOLENNÍM KLOUBU POMOCÍ SYSTÉMU QUALYSIS A  
PŘÍSTROJE ROLLIMETR**

MAGISTERSKÁ PRÁCE

**VENTRÁLNÍ POSUNU BÉRCE V KOLENNÍM KLOUBU  
KVANTITATIVNÍ ANALÝZA VE 3D**

Zpracoval:  
Bc. František Vaňous

Vedoucí práce:  
Doc. Dr. Karel Jelen Csc.

Praha, 2006

## **ABSTRAKT**

Poškození kolenního kloubu představuje jak co do incidence, tak co do závažnosti důsledků stále narůstající problém v populaci v nejproduktivnějším věku (1). Rozvoj a aplikace moderních technologií, zejména trojdimenzionální kinematiky, přináší komplexnější pohled do patogeneze poruch pohybového systému.

Cílem magisterské práce je kvantifikace vybraných kinematických charakteristik kolenního kloubu. Kinematické analýze bude podroben ventrální posun tibie v tibiofemorálním kloubu. Tento drobný pohyb má nevelký rozsah, ale je základním předpokladem pohybu v kloubu (2,27).

K řešení bude použit optoelektrický systém Qualisys Motion Capture Systems (QMCS) a **nový** přístroj Rollimetr. Experimentálně získaná data z obou metodických postupů budou softwarově zpracována, následně vzájemně porovnána a srovnána se současnými kinematickými a klinickými poznatky.

Klíčová slova: kinematika, **3D analýza**, kolenní kloub, ventrální posun

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením doc.Karla Jelena, uvedl všechny použité literární podklady a odborné zdroje a dodržel zásady vědecké etiky.

V Praze dne 18. srpna 2006

.....

František Vaňous

Je mou milou povinností poděkovat především všem mým pacientům, kteří mě vedou ke kritickému myšlení a hodnocení současných medicínských postupů. Speciální poděkování patří doc.dr. Karlu Jelenovi, vedoucímu této diplomové práce, Mgr. Janu Martiníkovi za neocenitelnou pomoc při praktické realizaci náročného experimentu a následném zpracování výsledků a také všem dalším, kteří mi jakkoli pomohli k napsání této práce.

## **OBSAH**

1. ÚVOD.....	7
2. PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ .....	8
<b>2.1. Anatomie kolenního kloubu .....</b>	<b>8</b>
2.1.1. Artikulující kosti .....	8
2.1.1.1. Femur.....	9
2.1.1.2. Tibie .....	9
2.1.1.3. Patella .....	9
2.1.2. Stabilizátory kolenního kloubu .....	10
2.1.2.1. Kapsulární stabilizátory .....	10
2.1.2.2. Intraartikulární stabilizátory .....	12
<b>2.2. Kinematika kolenního kloubu .....</b>	<b>15</b>
2.2.1. Základní charakteristika oboru .....	15
2.2.2. Tibiofemorální skloubení .....	15
2.2.2.1. Úvodní charakteristika .....	15
2.2.2.2. Základní druhy pohybu .....	16
2.2.2.3. Kinematika kolene při chůzi .....	17
2.2.2.4. Kinematika flexe a extenze .....	18
2.2.3. Patelofemorální skloubení .....	25
<b>2.3. 3D kinematografická analýza .....</b>	<b>27</b>
2.3.1. Charakteristika a využití .....	27
2.3.2. Technické vybavení a základní principy metody .....	28
<b>2.4. Klinické poznatky o ventrálním posunu .....</b>	<b>29</b>
2.4.1. Vyšetření předního zásuvkového příznaku .....	30
2.4.2. Rollimetr .....	32
3. CÍLE A HYPOTÉZY .....	33
<b>3.1. Cíle práce .....</b>	<b>33</b>
<b>3.2. Hypotézy .....</b>	<b>34</b>
4. EXPERIMENTÁLNÍ VYŠETŘENÍ.....	34
<b>4.1. Metodika.....</b>	<b>34</b>
4.1.1. Experimentální vyšetření systémem Qualysis .....	34
4.1.2. Experimentální vyšetření přístrojem Rollimetr .....	35
<b>4.2. Technické vybavení .....</b>	<b>36</b>

4.2.1. System Qualysis.....	36
4.2.2. Rollimetr .....	40
<b>4.3. Charakteristika sledovaného subjektu .....</b>	<b>43</b>
<b>4.4. Pracovní postup .....</b>	<b>43</b>
4.4.1. Měření systémem Qualysis .....	44
<b>4.5. Měření přístrojem Rolimetrem .....</b>	<b>48</b>
<b>5. VÝSLEDKY .....</b>	<b>50</b>
<b>5.1. Výsledky šetření systémem Qualysis.....</b>	<b>50</b>
5.1.1. Počáteční stav .....	51
5.1.2. Ventrální posun tibie.....	52
<b>5.2. Výsledky šetření přístrojem Rollimetr .....</b>	<b>55</b>
<b>5.3. Porovnání výsledků experimentálního měření pomocí systému Qualysis a přístroje rollimetr.....</b>	<b>58</b>
5.3.1. Ventrální posun tibie na levém kolenním kloubu .....	58
5.3.2. Ventrální posun tibie na pravém kolenním kloubu .....	59
<b>6. DISKUZE.....</b>	<b>60</b>
6.1. Hodnocení ventrálního posunu .....	60
6.2. Ověření hypotéz .....	60
6.3. Hodnocení metody a validity výsledků .....	60
6.4 Celkové hodnocení.....	60
<b>7. ZÁVĚR.....</b>	<b>60</b>
<b>8. SEZNAM POUŽITÉ LITERARURA .....</b>	<b>60</b>

## **1. ÚVOD**

Poškození kolenního kloubu představuje jak co do incidence, tak do závažnosti stále naléhavější problém v populaci v nejproduktivnějším věku (1). Poranění kolena patří mezi nejčastější úrazy a tvoří cca 5% všech poranění (4). Akutní úrazy měkkých struktur kolenního kloubu převládají hlavně u dospívajících, tvoří okolo 67% případů. Chronické onemocnění vznikají hlavně po mikrotraumatech a tvoří okolo 33% případů. Klinické výzkumy ukazují, že gonartróza se vyvíjí až po několika letech na podkladě starých poranění (5).

Diagnostika, léčba a následná rehabilitace poškozeného kolenního kloubu musí být komplexní. Musí pacientovi poskytnout co nejrychlejší „re-habilitaci“ a minimalizovat omezení kvality života vyvolané poškozením. Nesmírně důležité pro dosažení dobrých výsledků terapie kolenních kloubů je porozumět základním údajům o struktuře a funkci kolene a jejich patologických afekcí. Nutné je multidisciplinární řešení problému, který se týká nejen klinických oborů ortopedie, traumatologie, fyzioterapie, ale i aplikovaných oborů biomechaniky, kineziologie.

Rozvoj moderních technologií, zejména trojdimenzionální kinematografie, tenzometrické kinetiky a funkčního zobrazování může přinést další podstatné informace o chování kolenního kloubu (6). Jejich uplatnění vidíme jak v

porozumění „fyziologické“ funkce struktur kolenního kloubu při pohybu, tak i zhodnocení úspěšnosti zvolené terapie a rehabilitace. Optoelektrický systém Qualysis je výhodný zejména pro svůj neinvazivní přístup, pro možnost detekce dat vhodných pro popis kinematiky a výpočet některých dynamických veličin analyzovaného pohybu a jeho počítačovou 3D modelaci (1.1.).

Pro další možnost kvantifikace ventrálního posunu se nabízí využití nového přístroje Rollimetru, navrženého ortopedy pro objektivizaci diagnostického testu „přední zásuvky“. První klinické testy přinášejí validní data při hodnocení kloubní nestability (10).

Tato pilotní studie by měla být východiskem pro širší kvantitativní výzkum translačních pohybů v kolenním kloubu pomocí systému Qualisys a přístroje rollimetr.

## **2. PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ**

### ***2.1. Anatomie kolenního kloubu (7, 8, 9, 10, 11)***

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem lidského těla. Tomu odpovídá i jeho stavba, která má proti ostatním velkým nosným kloubům řadu zvláštností. Kolenní kloub lze rozdělit na kloub femorotibiální a femoropatelní, femorotibiální kloub pak na mediální a laterální. Na stavbě kloubu se podílejí artikulující kosti, kloubní pouzdro, vazy i svaly, společně označované jako stabilizátory, a dále sem patří samozřejmě i cévy a nervy (7). S ohledem na téma této práce se převážně zaměřím na kinematiku ovlivňující anatomické struktury, tedy artikulující kosti a vazivový aparát kolenního kloubu.

#### **2.1.1. Artikulující kosti**

Artikulujícími kostmi jsou femur, tibia a patela, jejichž kloubní plochy jsou potaženy hyalinní chrupavkou.



### **2.1.1.1. Femur**

Na stavbě kolenního kloubu se podílí distální konec femuru. Je tvořen dvěma kondyly (*condylus medialis et lateralis femoris*), stojícími v retropozici vzhledem k diafýze kosti. Ventrálně je spojuje sedlovitá *facies patellaris* a dorzálně jsou naopak odděleny *fossa intercondylaris femoris*. Mediální plocha vnitřního kondylu vybíhá v *epicondylus medialis*, obdobně na laterální kondylu nalezneme *epicondylus lateralis*. Kondyly nejsou symetrické. Laterální stojí téměř v sagitální rovině, zatímco mediální se k němu svou ventrální částí stáčí a tvoří tak mírný oblouk otevřený konkavitou laterálně. Zevní kondyl femuru prominuje zhruba o 4 až 7 mm ventrálněji. Při sagitálním pohledu mají kondyly femuru spirálovitý tvar, dorzálním směrem zakřivení narůstá.

### **2.1.1.2. Tibie**

Proximální část tibie je tvořená kondyly (*condylus medialis et lateralis tibie*), mediální je při bočním pohledu klopen dorzálně. Tibiální plato je sagitálně rozděleno interkondylickou eminencí (*eminentia intercondylaris*). Jejím nejvyšším bodem je *tuberculum intercondylare mediale et laterale*. Ventrálně před interkondylickou vyvýšeninou leží plošně větší *area intercondylaris anterior*, dorzálně pak menší *area intercondylaris posterior*. Kloubní plocha mediálního kondylu má oválný tvar a je delší než kruhovitá plocha laterálního kondylu tibie. Ve frontální rovině jsou obě plochy konkávní.

### **2.1.1.3. Patella**

Tato kost má zhruba trojúhelníkový tvar, jehož základna a výšky jsou přibližně stejné (4 až 5cm). Většinu dorzální plochy tvoří oválná *facies articularis patellae*. Kloubní plocha je rozdělena vertikální hranou *crista patellae*, na laterální a mediální fasetu. Na vnitřním okraji mediální fasety nalezneme malou dosti variabilní oválnou chrupavčitou plošku *odd facet*.

## 2.1.2. Stabilizátory kolenního kloubu

Stabilizátory kolenního kloubu lze rozdělit ze dvou hledisek: z funkčního rozeznáváme stabilizátory pasivní (statické), tj. hlavně vazy a menisky, a dynamické (aktivní), tj. svaly a jejich fascie. Z topografického hlediska, kterým se budeme v dalším popisu řídit, rozeznáváme stabilizátory kapsulární a intraartikulární.

### 2.1.2.1. Kapsulární stabilizátory

Základem kapsulárních stabilizátorů je kloubní pouzdro (*capsula articularis*). Začíná ve vzdálenosti 1 až 1,5cm od okrajů kloubní plochy, srůstá částečně s menisky a do jeho ventrální části je zasazena patella. Kloubní pouzdro je nejsilnější v dorzální části. Kapsulární stabilizátory můžeme rozdělit do tří hlavních skupin. První tvoří extenzní aparát kloubu, zbývající dvě pak skupinu mediálních a laterálních stabilizátorů kloubu. Přejít mezi jednotlivými skupinami je zcela plynulý, neboť struktury, které je tvoří, se vzájemně prostupují.

#### **Extenzní aparát kolenního kloubu**

**Extenzivní** aparát kolenního kloubu tvoří m. quadriceps femoris, patella, ligamentum patellae a systém retinakul pately. *Musculus quadriceps femoris* je hlavním a vlastně jediným extensorem kolenního kloubu a současně i hlavním dynamickým stabilizátorem pately. Jeho čtyři části (*m. rectus femoris et vastus lateralis, medialis et intermedius*) jsou složitě uspořádány a úpon každé z nich se poněkud liší, obecně se úpínají na bazi pately. *Ligamentum patellae*, je hlavním terminálním úponem čtyřhlavého svalu, jde na *tuberositas tibiae*. Retinákula pately, zesilují přední plochu pouzdra, jsou uspořádána ve třech vrstvách.

#### **Mediální skupina stabilizátorů**

Je tvořena kloubním pouzdrem, které je zesíleno vnitřním postraním vazem, úponem pes anserinus, úponem m. semimembranosus, včetně lig. obliquum, a

začátkem mediální hlavy *m.gastrocnemius*. Vnitřní vaz (*lig.collaterale tibiale*) je nejvýznamnějším vazivovým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Skládá se z dlouhých předních vertikálních vláken a ze zadních šikmých, krátkých vláken, která dávají vaz trojúhelníkovitý tvar. Začátek vazy je na mediálním epikondylu femuru, zadní šikmá vlákna se upínají na mediální kondyl tibie těsně pod kloubní štěrbinu, přední dlouhá vlákna se upínají pod kondyl tibie zhruba 6 až 9cm pod kloubní štěrbinu. *Pes anserinus* je tvořen šlachami *m.sartorius*, *m.gracilis*, *m.semitendinosus*. Tyto šlachy před úponem srůstají a inzerují na mediální plochu tibie mezi tuberositas tibie a úpon vnitřního postranního vazy. *M.semimembranosus* je hlavním dynamickým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Složitě se upíná, centrální část jde na posteromediální plochu vnitřního kondylu tibie. *Caput mediale m.gastrocnemii* zesiluje horní okraj dorzální strany pouzdra.

### **Laterální skupina stabilizátorů**

Mezi laterální kapsulární stabilizátory řadíme iliotibiální trakt, zevní postraní vaz, *m.biceps femoris*, *lig.popliteum arcuatum*, *m.popliteus* a laterální hlavu *m.gastrocnemius*. *Tractus iliotibialis* je složitě uspořádaný útvar, inzeruje na *m.vastus lateralis*, na zevní stranu pately, pod kloubní štěrbinu na laterální kondyl tibie a také na laterální epikondyl femuru. Zevní postranní vaz (*lig.collaterale fibulare*) začíná vějířovitě na laterálním epikondylu femuru. Při extendovaném kolenu směřuje distálně a mírně dorzálně. Úpíná se na hlavičku fibuly (*caput fibulae*). *M.biceps femoris* jde na hlavičku fibuly a má úponová šlacha má tvar asymetrické, ventrálně otevřené podkovy, v jejímž středu je úpon zevního postranního vazy. Sval působí jako stabilizátor tibiofemorálního kloubu. *Lig.popliteum arcuatum* nachází se vzadu a laterálně, má tvar zaobleného písmene Y a je spojen s hlavicí fibuly. *M.popliteus* začíná na laterálním epikondylu femuru, běží po zadní straně kloubního pouzdra a upíná se na tibií v těsné blízkosti zadního okraje vnitřního postranního vazy. *Caput laterale m.gastrocnemii* se podobá svému protějšku.

### **2.1.2.2. Intraartikulární stabilizatory**

Tyto nitrokloubní struktury tvoří menisky a zkřížené vazy. Jejich integrita, a tím i normální funkce je pro funkci kloubu rozhodující.

#### ***Menisky (Obr. 1-1)***

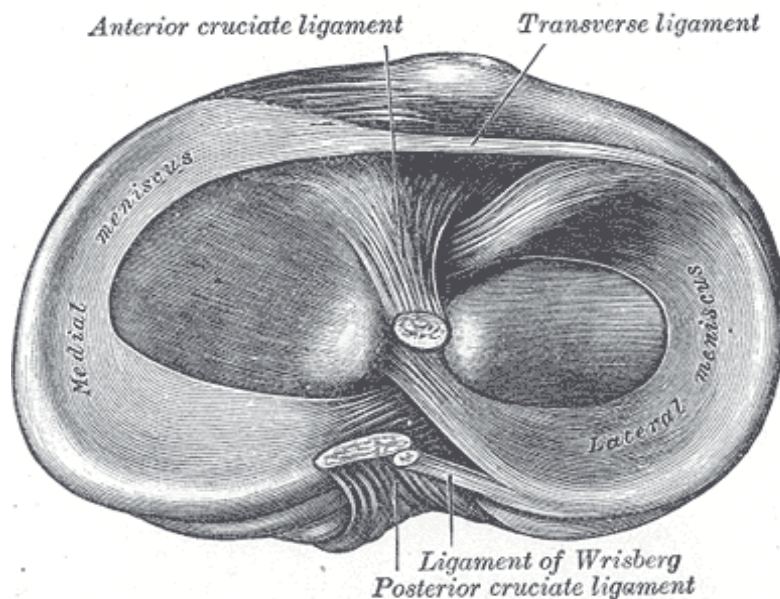
Menisky zmírňují inkongruenci obou artikulujících kostí a tím se významně podílejí na stabilitě kloubu. Jejich stavba zcela odpovídá jejich funkci. Oba menisky mají srpkovitý tvar. Lze je rozdělit na tři části: přední a zadní roh a střední část. Na průřezu mají klínovitý tvar, svou bází jsou fixovány k pouzdru a jeho prostřednictvím i k ostatním strukturám, které pouzdro zesilují. Menisky se skládají z vazivové chrupavky. Kolagenní vlákna jsou orientována ve třech směrech a tak, aby byla zajištěna co největší odolnost menisků proti silám, které na něj působí.

#### ***Meniskus medialis***

Nabývá tvaru otevřeného písmene C a je větší než zevní. Přední roh se upíná do area intercondylaris anterior těsně před tibiální úpon LCA. Zadní roh se upíná do malé prohlubně area intercondylaris posterior mezi dorzálně ležícím úponem LCP a úponem zadního rohu laterálního menisu. Zadní roh je spojen prostřednictvím pouzdra s úponovou šlachou m.semimembranosus. Mediální meniskus je méně pohyblivý než laterální, což je způsobeno hlavně jeho fixací. Střední část menisku je připevněna pouzdrem k LCM.

#### ***Meniskus lateralis***

Úpony jeho obou rohů jsou v těsné blízkosti, takže meniskus má tvar písmene O. Přední roh se upíná v těsné blízkosti LCA, zadní na tuberculum laterale. Ačkoliv je zevní meniskus menší, pokrývá téměř celou kloubní plochu zevního kondylu tibie. Jeho větší pohyblivost oproti mediálnímu menisku je dána jeho fixací téměř v jednom bodě.



Obr. 1-1 Tibiální plato s vyznačeným tvarem a umístěním menisků, s přesnou lokalizací LCA a LCP (16).

### **Zkřížené vazy (*ligg. cruciata genus*) (Obr. 1-2)**

Zřížené vazy jsou hlavními intraartikulárními stabilizátory a lze říci, že i nejnámějšími vazivovými stabilizátory kolenního kloubu vůbec. Jsou uloženy ve fossa intercondylaris femoris a jejich uspořádání se během pohybu mění. Jsou tvořeny převážně kolagenním vazivem. Kolagenní fibrily se spojují ve vlákna, tvořící fascikuly, které se buď spirálovitě stáčí podél osy vazy, nebo probíhají paralelně od začátku přímo k úponu. Z fascikul spojených řídkou pojivovou tkání, ve které probíhají cévy a nervová vlákna, vzniká vaz. Zkřížené vazy zajišťují zvláště předozadní stabilitu kolena, podílejí se na stabilitě rotační a také mediolaterální.

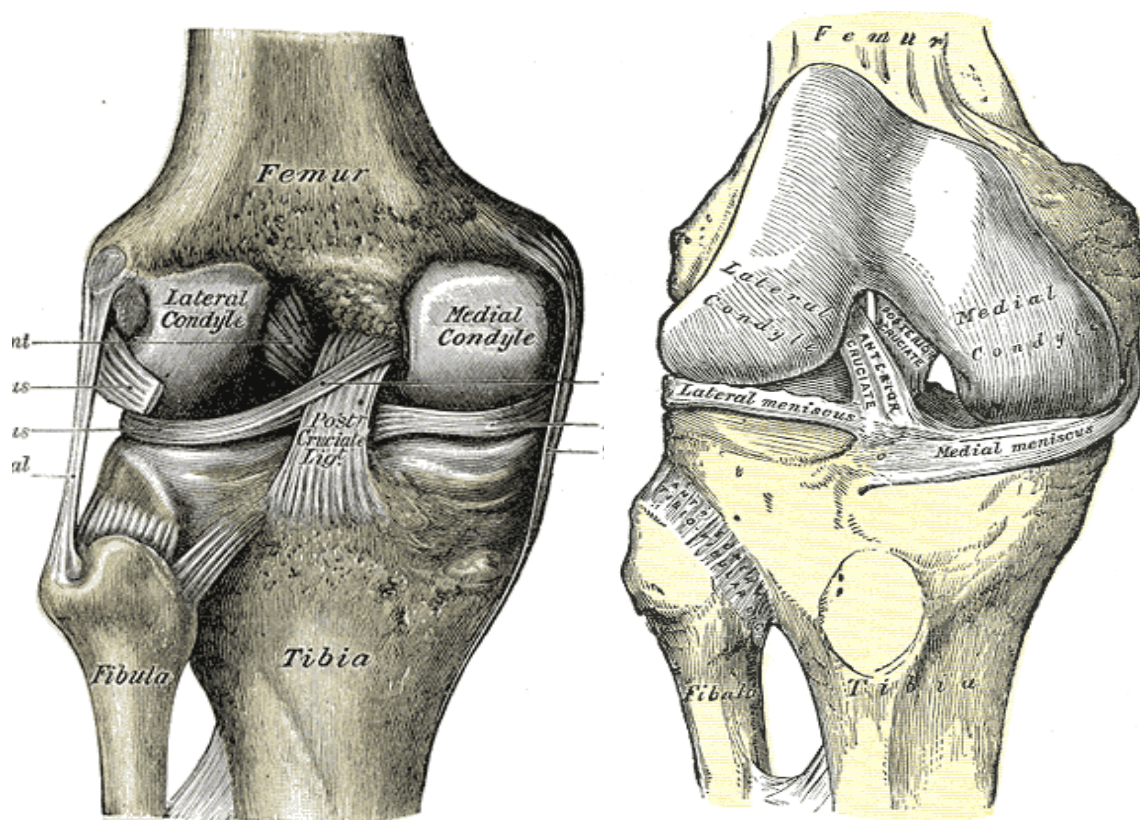
### ***Ligamentum cruciatum anterius* (LCA)**

LCA začíná na polokruhovitém políčku v oblasti dorzální části mediální plochy laterálního kondylu femuru a upíná se na area intercondylaris anterior tibiae. Lze v ně rozlišit delší avšak slabší anteromediální část a kratší a silnější

část posterolaterální. Spíše než anatomicky jsou tyto části definovány funkčně, kdy anteromediální část se maximálně napíná ve flexi a posterolaterální část v extenzi kolenního kloubu.

### **Ligamentum cruciatum posterior (LCP)**

LCP je rozepjato od zevní plochy vnitřního kondylu a směřuje kaudálně a dorzálně do area itercondylaris posterior tibie. Je nemohutnějším vazivovým stabilizátorem



Obr. 1-2 Na levém obrázku kolenní kloub ze zadní strany, na pravém z přední strany. Je zde ukázána vzájemná lokalizace artikulujících kostí – femuru, tibie a fibuli spolu s vazivovými stabilizátory LCA, LCP, LCL a LCM (16).

## **2.2. Kinematika kolenního kloubu**

### **2.2.1. Základní charakteristika oboru**

Kinematika je obor mechaniky, který popisuje pohyb těles, ale nezabývá se příčinami pohybu. Studovanými objekty kinematiky jsou hmotný bod, soustava hmotných bodů, těleso, soustava těles. Mechanickou strukturou, chováním a vlastnostmi živých organismů se zabývá biomechanika. Jde o transdisciplinární obor, který integruje metodické a poznatkové prostředky z klasických oborů (morfologie, matematika, kybernetika,...), tak i aplikační směry (klinické lékařské obory, přírodovědné obory,...) na živý organismus a jeho části (18). Kinematiku kolenního kloubu tedy můžeme řadit do oboru biomechaniky. Pohyb v kolenním kloubu můžeme obecně rozdělit na pohyby mezi patelou a femurem (*patelofemorální skloubení*) a mezi femurem a tibií (*tibiofemorálním skloubení*). Patelofemorální skloubení bude zmíněno na konci této části.

### **2.2.2. Tibiofemorální skloubení**

#### **2.2.2.1. Úvodní charakteristika**

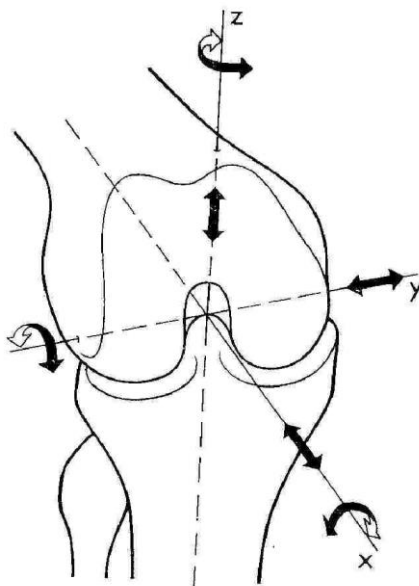
Osy X, Y, Z proložíme středem kolenního kloubu (viz obr.č.1). **CITACE jak se užívá ve světě !!!!!** Dostáváme tím tři základní roviny (frontální, sagitální, transverzální) na sebe kolmé, v kterých lze provést následující pohyby (obr. 2-1):

Rotační pohyby:

- |                      |   |  |
|----------------------|---|--|
| : rotace kolem osy X | - | abdukce x addukce (ABD x ADD)                  |
| : rotace kolem osy Y | - | flexe x extenze (FL x EXT)                     |
| : rotace kolem osy Z | - | longitudinální rotace (vnitřní a zevní rotace) |

Translační(posuvné) pohyby:

- |                      |                                  |
|----------------------|----------------------------------|
| : posun podél osy X- | přední a zadní zásuvkový příznak |
| : posun podél osy Y- | laterální a mediální posun       |
| : posun podél osy Z- | komprese a distrakce             |



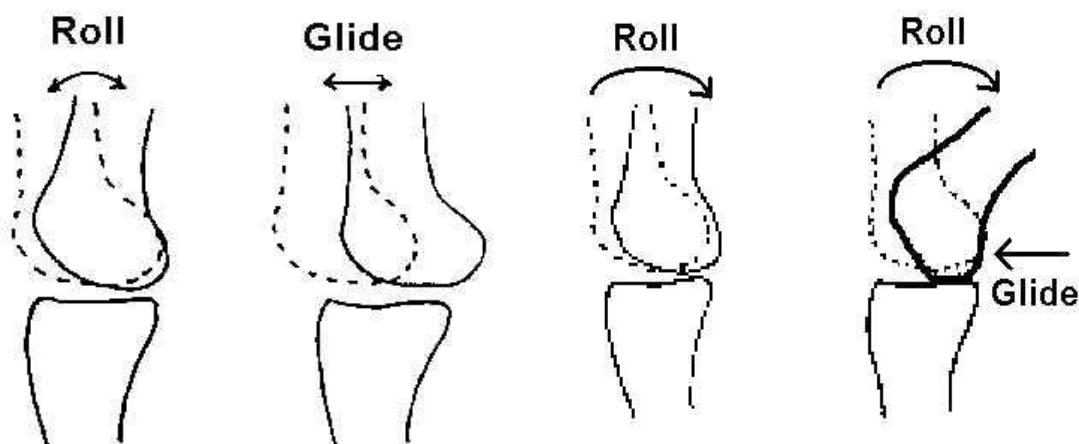
*Obr. 2-1 Karteziánská soustava X, Y, Z , osa Z je podélná osa tibie a prochází jejím pomyslným středem.*

Aktivní pohyby, které lze v kloubu provést přímo prostřednictvím svalů, jsou flexe-extenze a longitudinální rotace. Ostatní pohyby jsou pouze pasivní, jejich rozsah je velmi malý, nicméně mají svůj praktický význam (3).

#### 2.2.2.2. Základní druhy pohybu



Obecně během pohybu kondylů femuru se vzájemně kombinují *valivý*(roll) a *klouzavý*(glide) pohyb po tibiálním povrchu. Při valivém pohybu se femur valí po plochách tvořených tibií a menisky, při posuvném pohybu se kondyly femuru posunují po tibií směrem vpřed (při pohybu do flexe)(Obr. 2-2). Příčinou těchto různých pohybů je tvar kloubních ploch, průběh a uspořádání hlavních vazů kloubu (hlavní význam mají zkřížené vazy)(13). Z tvarů kloubních ploch má největší význam nesoustředěné zakřivení kondylů femuru v sagitální rovině a krátké tibiální plató oproti delší artikulující ploše kondylů femuru.

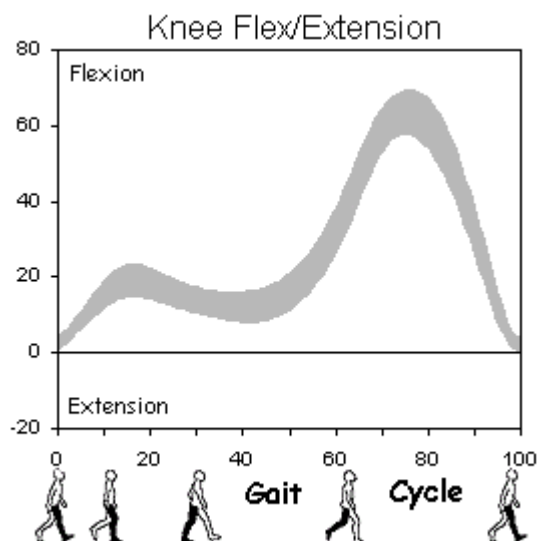


Obr. 2-2 Rozdíl mezi valivým a klouzavým pohybem v tibiofemorálním skloubení.

### 2.2.2.3. Kinematika kolene při chůzi

Anatomické základní postavení kolenního kloubu je extenze, v tomto postavení je kloub pevný a umožňuje stoj a chůzi (9).

Při normální chůzi po rovině se flexe pohybuje v rozmezí 0°-20° při fázi stoje (odrazu) a 60° ve švihové fázi při zvednutí plosky od podložky (Obr. 2-3). FL 120° je potřebná pro sed na židli nebo chůzi do schodů (20).



Obr. 2-3 Gait cycle – závislost flexe a extenze v kolenním kloubu při chůzi.

Dle jiných autorů (21):

Aktivita	Flexe v kolenním kloubu (ve stupních)
Chůze po rovině	67
Chůze do schodů	83
Chůze ze schodů	90
Sed na židli	83 – 110
Zavazování boty	106
Dřep	130

#### 2.2.2.4. Kinematika flexe a extenze

Pohyb z flexe do extenze je dosti složitý, mezi zvláštnosti kolene patří nekonstantní centrum rotace – okamžitý střed rotace - poloida a sdružená rotace při konečné extenzi a počáteční flexi (což je označováno jako „zámek kolene“). **DETAILNĚ POPSAT**

#### Rozsah pohybu a jeho dělení

Základní postavení kolene je plná extenze ( $0^\circ$ ). Z něho lze provést pasivně ještě hyperextenzi cca  $5^\circ$ . Rozsah flexe je aktivně asi  $140^\circ$  a pasivně až  $160^\circ$  (22). Pro bližší analýzu pohybu, rozdělíme pohyb na tři **částečné úhly úhlové intervaly** (20):

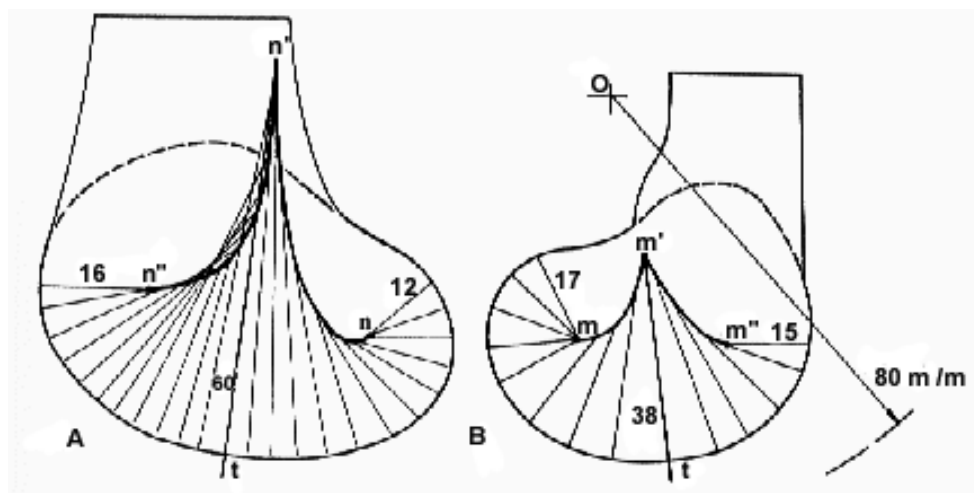
Do první části patří úhel z plné extenze do  $10^\circ - 30^\circ$ . Je označována jako terminální extenze, screw-home mechanismus nebo zámek kolene. O tomto fenoménu se zmíním podrobněji dále.

Další částí je tzv. úhel aktivní funkce. Navazuje na předchozí část, tedy od  $10^\circ - 30^\circ$  a končí okolo  $120^\circ$ . V tomto rozsahu se děje většina aktivit (ADL) a při kloubní náhradě je snadno dosažitelná. Tento úhel se objevuje u všech savců, ale u suchozemských čtvernožců chybí longitudinální rotace. Na rozdíl od úhlu terminální EXT, kde longitudinální rotace je přibližně spojena (zdvojena) s flexí, je v této části možný pohyb tibie do longitudinální rotace okolo  $30^\circ$  nezávisle na flexi a opačně pohyb flexe od  $20^\circ$  do  $90^\circ$  nezávisle na rotaci. Varózní/valgózní rotace tibie je možná z důvodu laterálního posunu nebo pro rozdílnost mediálního a laterálního povrchu tibie a femorálních kondylů. Je zde tedy možnost pohybu ve třech rovinách nezávisle na sobě.

Poslední částí je tzv. úhel pasivní flexe. Plyně navazuje na předchozí část a končí až při vyčerpání pasivní pohybu (cca  $160^\circ$ ). V této části se posteriorní část femorálních kondylů **se** pohybuje dozadu až na zadní část (až na rohy) menisků, takže ztrácí vlastní kontakt s tibií. Koleno je v této fázi sublaxováno. V tomto úhlu je již pohyb plně pasivní, stehenní svaly flektují jen do  $120^\circ - 140^\circ$ . Při použití vnější síly, např. při provádění dřepu se úhel zvětší až na  $160^\circ$ . Ve společnostech kde je klečení nebo sezení v tureckém sedu obvyklé, jsou možné výjimky (Japonsko, Indie, Střední Východ – flexe až  $165^\circ$ ).

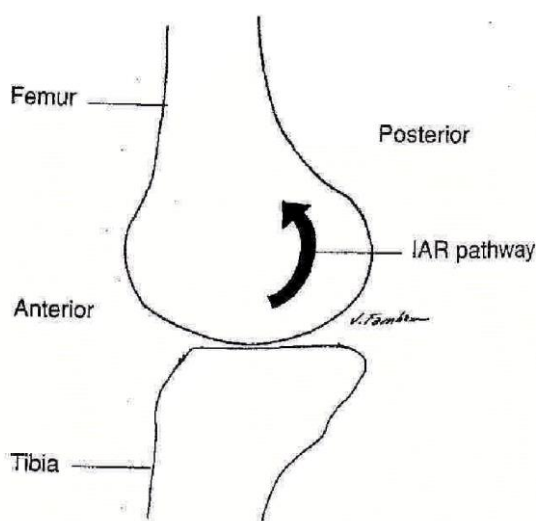
Nekonstatní centrum rotace (ICR – instantaneus center of rotation)

Díváme-li se na kondyly femuru z boku, vidíme, že jednotlivé části kloubní plochy mají různý poloměr křivosti, který se dorzálně postupně zmenšuje, čímž narůstá zakřivení kondylů (21)(Obr. 2-4).



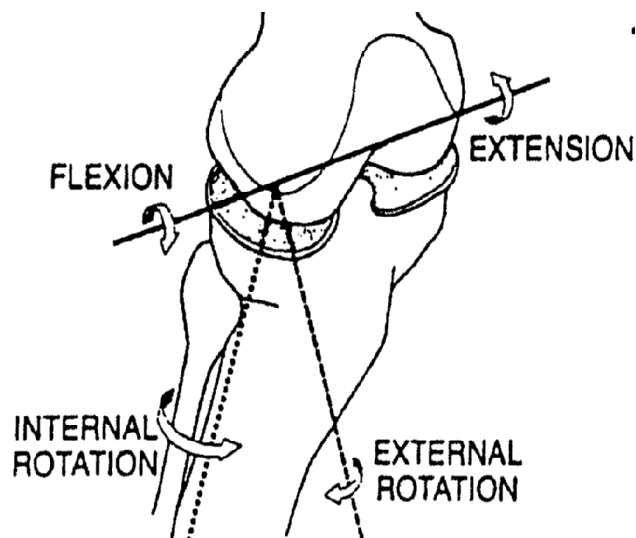
Obr. 2-3 Sagitální řez mediálním(A) a laterálním(B) kondylem.

Proto neexistuje stálá osa pro FL/Ext a mění se. Hovoříme o tzv. instantním centru rotace. Dráha, kterou ICR vykonává tvoří částečnou elipsu, jdoucí dozadu a nahoru na femorálním kondylu s rostoucí flexí (Obr. 2-4). Osa prochází skrze oba femorální epikondyly.



Obr. 2-4 Zobrazení IAR během flexe v sagitální rovině (23).

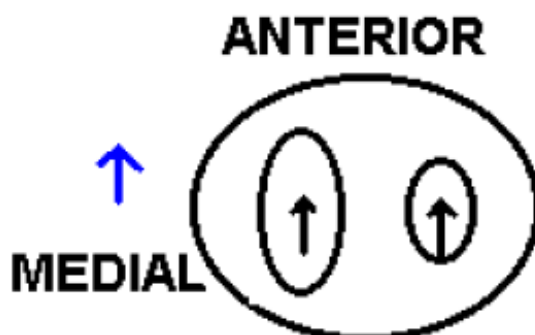




Obr. 2-6 Na obrázku znázorněn SHM

Dle Brunnstroms kinesiologie (19) - autoři tvrdí, že se více pohybuje mediální kondyl femuru při terminální Ext. Průběh extenze v kolenním kloubu při volné, nezátížené tibii lze shrnout do tří bodů:

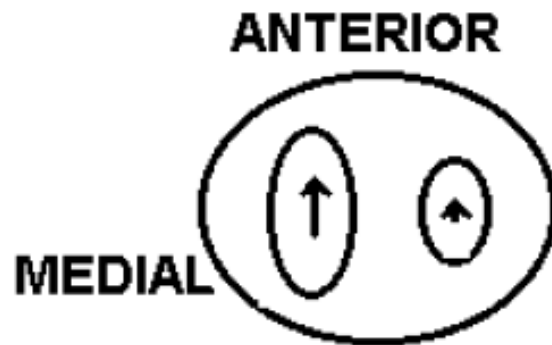
1. Během extenze kolenního kloubu (Obr. 2-7)  
: tibie klouže vpřed po femuru



Obr. 2-7 Pohled na pravé tibiální plato – tibie klouže vpřed po femuru

2. Během posledních 20° Ext v koleni (Obr.2-8)  
: mediální kondyl tibie se valí a klouže stále vpřed, laterální se klouže a zůstává na místě (je to z důvodu většího artikulačního povrchu mediálního kondylu oproti laterálnímu)???

: napíná se LCA



*Obr. 2-8 Pohled na pravé tibiální plato - posledních 20° extenze – mediální kondyl tibie se klouže a valí stále vpřed, laterální je na místě.*

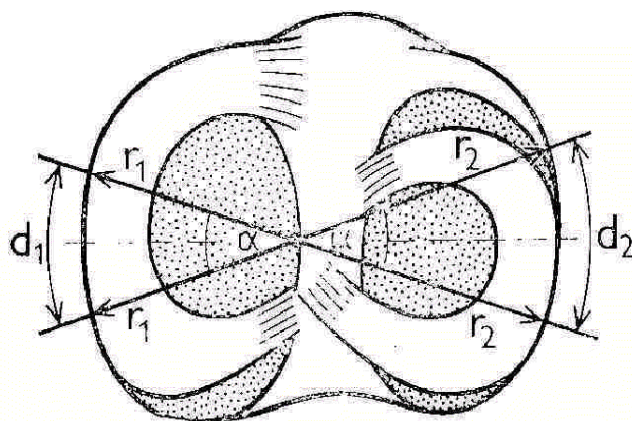
3. Dále pokračující pohyb mediálního kondylu tibie vede k EXTERNÍ rotaci tibie = SCREW HOME MECHANISMUS (Obr. 2-9).



*Obr. 2-9 Pohled na pravé tibiální palto shora – zvýšený pohyb tmediálního kondylu tibie vede k zevní rotaci tibie.*

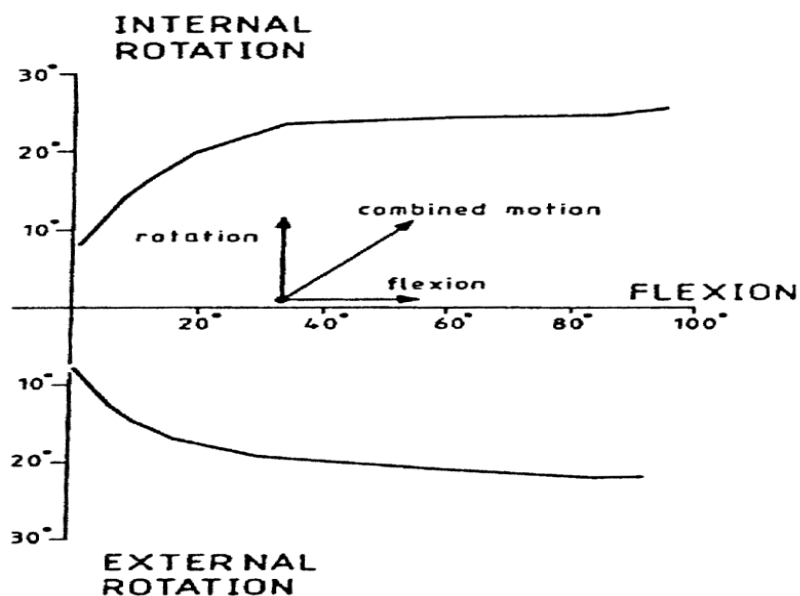
#### 2.2.2.5. Kinematika longitudinální rotace bérce (13)

Osa longitudinální rotace při 90° leží zevně od tuberculum mediale interkondylické eminence (viz obr.č.10) a prostupuje PCL.



Obr. 2-10 Kinematika rotačního pohybu. Vlivem asymetricky umístěného středu otáčení se různé poloměry rotace pro mediální ( $r_1$ ) a laterální ( $r_2$ ) kondyl tibie.

V plné Ext jsou rotační pohyby v důsledku napnutí téměř všech vazů nemožné. Rozsah rotací se zvětšuje postupnou flexí, a to hlavně během prvních 30°FL. Největší rozsah rotačních pohybů je zhruba mezi 45°- 90° (Obr. 2-11). V 90° flexi může tibie podélně rotovat 20°-30° bez doprovodné flexe. Tato rotace není stejná na obě strany. Je-li úhel longitudinální rotace při plné extenzi 0°, pak je rozsah -5°-30° vnitřní tibiální rotace při 90°flexe.



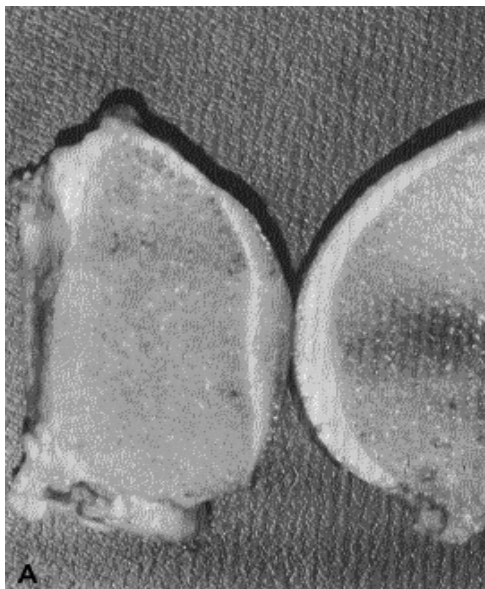


Obr. 2-11 Pasivní provedení longitudinálních rotací v kolením kloubu. Použit točivý moment 3 Nm (24).

??

### 2.2.3. Patelofemorální skloubení (21)

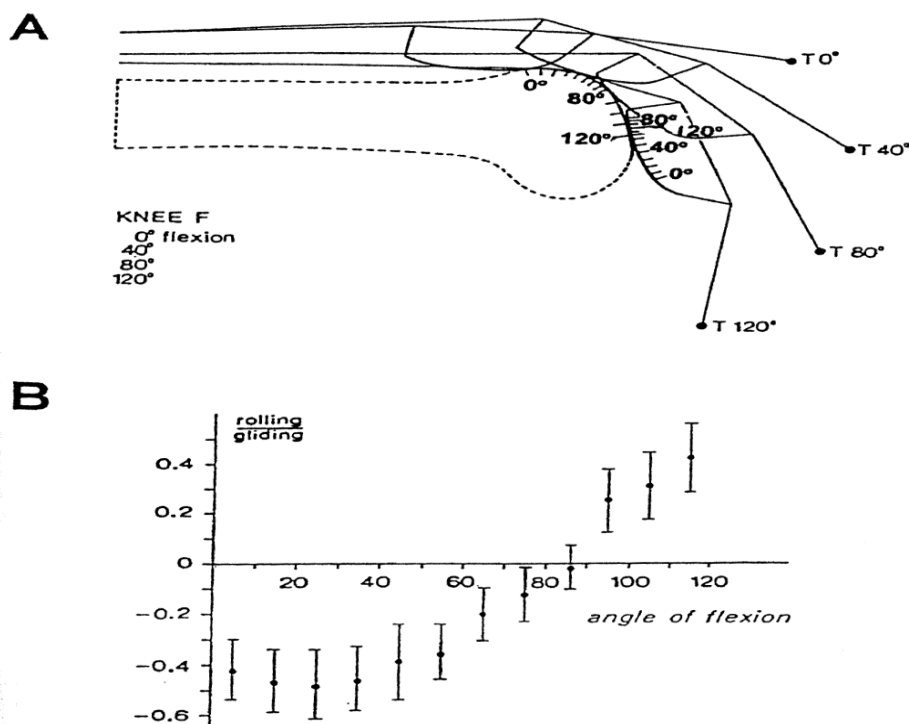
V tomto kloubu jsou obě artikulární plochy (pately a femuru) konvexní (Obr. 2-12).



Obr. 2-12 Sagitální řez patelou a femurem.

Kloubní povrchy se po sobě kloužou a valí. Dle obr.2-13A patela klouže po směru hodinových ručiček. Průměrný rozsah skluzu pately po femorálních kondylech je přibližně 6,5mm na 10°flexe mezi 0° - 80° a 4,5mm na 10°flexe mezi 80°-120°. Celkem je možné až 7 cm patelárního skluzu. Směr valení není konstantní, při FL mezi 0°-90° je proti směru hodinových ručiček a u FI 90°-120° je to opačně. Je to z důvodu změny poměru valení ke skluzu (slip ratio – obr. 2-13B) z negativního na pozitivní při FL v kolenu. Při FI kolenního kloubu se také sune patela mírně mediolaterálně a rotuje zevně.

Během FI v kolenním kloubu se kontaktní bod mezi patelou a femurem pohybuje po směru hodinových ručiček podél femorálního profilu. Jeho pozice(místo) na patelárním kloubním povrchu se složitě mění. Mezi 0°-90° flexe v kolenu se kontaktní bod na patele pohybuje nahoru a mezi 90°-120° se pohybuje opačně.

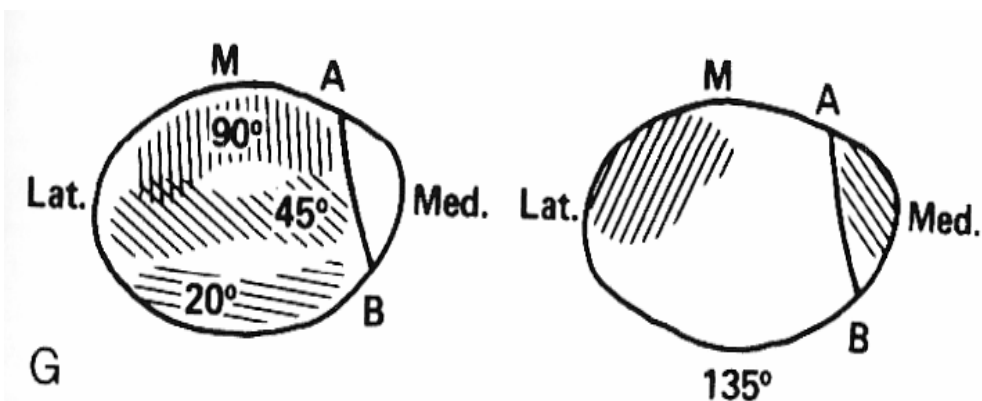


**JEDNOTKY!!!v By** Obr.2-13

A. Schématické znázornění ligamentum patele, pately, femuru, kvadricepsu a umístění kontaktního bodu v závislosti na úhlu FL. Bod T je úpon ligamentum patele na tuberositas tibie.

B. Funkce „Slip ratio“ (poměr valení:skluz) v závislosti na FI-Ext úhlu.

Při 45° je patela v maximálním kontaktu s femurem. Postranní plocha (odd facet) pately je v kontaktu s femurem v maximální flexi (Obr. 2-14)



Obr. 2-14 Kontaktní plocha s femurem na patele se mění se stupněm flexe v koleni (22).

## 2.3. 3D kinematografická analýza

### 2.3.1. Charakteristika a využití

Kinematografická analýza patří k dynamicky se rozvíjejícím oblastem experimentální biomechaniky. Patří mezi základní prostředky pro vyšetřování pohybu z hlediska kinematické geometrie a kinematiky bez ohledu na síly, které jsou bezprostředními příčinami pohybu.

Jedná se o neinvazivní diagnostickou metodu, jejímž cílem je zpracovat a vyhodnotit data získaná snímáním daného pohybu. Umožňuje sledování průběhu dráhy (s) a na jejím základě vhodné softwaru umožňují dopočítat průběhy rychlosti (v) a zrychlení (a) sledovaných bodů v čase a prostoru, resp. sestavení grafů závislosti funkčních průběhů měřených kinematických veličin na čase. Na základě takto analyticky stanovených parametrů pohybu jednotlivých snímaných bodů, vyznačených dle cíle výzkumu, je možné rekonstruovat pohyb celých sledovaných útvarů, které tyto body tvoří, a simulovat tak pohyb celého reálného objektu. Dále

umožňuje dopočítávání dalších charakteristik, jako jsou např. těžiště segmentu, jejich hmotnosti či moment setrvačnosti **apod.** (25, 26.)

Kinematografické studie mají široké spektrum uplatnění a dnešní stále se zvyšující úroveň videotechniky a IT dovolují podrobné rozборы i těch nejsložitějších kineziologických pohybových stereotypů. Proto tato metoda v různých modifikacích nachází uplatnění především ve fyzioterapii, sportu a sportovní medicíně, protetice a ortotice, ergonomii, robotice, filmovém průmyslu, při „crash“ testech apod.

### **2.3.2. Technické vybavení a základní principy metody**

Principiálně se většina kinematografických analytických systémů skládá z těchto základních podsystémů:

- : registrační systém
- : softwarové vybavení
- : příslušenství

Registrační systém tvoří pomocí optického systému (kamera, fotoaparát) časově determinované obrazové informace a zaznamenává je na příslušné nosné médium. Uložené informace analyzuje výkonný softwarový aparát, který je podle své specializace dále zpracovává a interpretuje. Do příslušenství patří markery, které označují sledované body daného objektu, dále kalibrační pomůcky, nosná média uchovávající data (např. HDD, videopáska), osvětlovací zařízení, stativy pro uchycení kamer apod.

K trojrozměrné rekonstrukci pohybu je zapotřebí, aby byl každý sledovaný bod v jakémkoli okamžiku pohybu vidět v obrazovém poli minimálně dvou kamer, což jsou spolu se složitostí snímaného pohybu hlavní determinující faktory pro stanovení počtu užitých kamer. Před vlastním filmováním je třeba znát maximální rozsah pohybu, zorný úhel objektivu kamer a jejich obrazovou frekvenci. První dvě informace využijeme pro stanovení optimální vzdálenosti stanovišť kamer od roviny pohybu. Kamery by měly být ve vodorovné poloze pevně fixovány na stabilní stativ a umístěny tak, aby se průsečík jejich optických os nacházel přibližně ve středu předpokládaného prostoru pohybu. Použité kamery by měly mít stejné parametry a být shodně nastaveny (frekvence, expozice, světelnost,

ohnisková vzdálenost apod.). Dalším důležitým faktorem je synchronizace jejich snímkové frekvence, což je většinou zajišťováno optickým signálem (fotoblesk, klapka). Ke zvýšení snímkovací frekvence, neboli zkrácení základního časového kroku lze použít stroboskop. (25, 26).

Po nastavení a umístění kamer je před vlastním experimentem nezbytné provést kalibraci prostoru. Ta se zabezpečuje pomocí kalibračního rámce (krychle, kvádr), v jehož vrcholech jsou umístěny kontrastní markery. Jeho rozměry jsou závislé na rozsahu sledovaného pohybu, velikost markerů pak na vzdálenosti kamer. Rámec musí být umístěn do záběru všech kamer. Každá z kamer pak registruje rozměry kvádru ze své polohy v určitých odlišných délkách, než jaké jsou ve skutečnosti. Vyhodnocením poměrů mezi reálnými rozměry kvádru a rozměry získanými ze záběru kamer se posléze ze známých vztahů zjistí reálné vzdálenosti. **Pro tyto podstatné výpočty se užívá např. metoda DLT – direct linear transformation. Doplně + citace Pavelka: Fotogrammetrie 10 nebo 20.**

Po nastavení kamerové techniky a kalibraci prostoru se provede vlastní experiment a zaznamenání vstupních obrazových informací. Tato data zpracuje softwarový aparát na dostatečně výkonném počítači, mezi jehož obvyklé funkce patří sledování a odečtení souřadnic jednotlivých sledovaných bodů označených markery během jednotlivých fází zabíraného pohybu, jejich zpracování a vyhodnocení včetně terminální interpretace .

## **2.4. Klinické poznatky o ventrálním posunu**

Mezi standardní, ortopedické, diagnostické postupy poškození kolene patří vyšetření jeho stability. Vyjádření poškození stabilizačního aparátu kolene má pro diagnostiku a terapii zcela klíčový význam (8). Používá se řada specifických testů, jejichž přesnost a objektivita je však bohužel problematická. Stejně tak i srovnatelnost jednotlivých nálezů zjištěných různými vyšetřujícími je malá (8,9). Přesto pro svoji jednoduchost, rychlou základní diagnostiku mají své nezastupitelné místo.

V klinické praxi se obvykle posuzuje závažnost postižení podle velikosti abnormálního posunutí kloubních ploch. Stupně postižení se určuje odhadem, posuzuje se , o kolik se navzájem posunou kloubní plochy. Posun o 5mm se

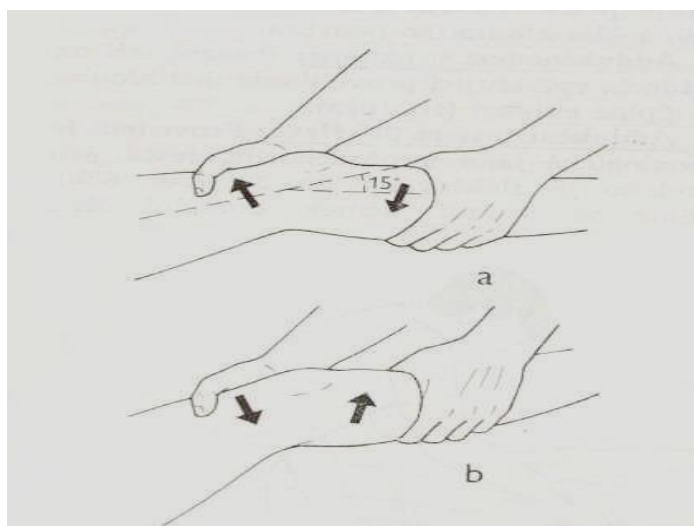
hodnotí pozitivitou „ + „, posun mezi 5 – 10mm pozitivitou „ ++ „ a posun nad 10mm pozitivitou „ +++ „. Mezi jednotlivými stupni jsou plynulé přechody, takže tento ve světě užívaný systém je třeba brát s velkou rezervou (9). Z důvodů většinou jednostranného poranění vazivového aparátu, dovoluje srovnání nálezu na straně poraněné jednoduší hodnocení a eliminuje chybu danou variabilitou laxity ligamentózního aparátu u jednotlivých osob.

#### 2.4.1. Vyšetření předního zásuvkového příznaku

Z celé řady manévrů uvádíme pouze *Lachmanův test* a *test přední zásuvky*, protože se přímo dotýkají předmětu našeho experimentálního šetření. Tyto testy prokazují vznik patologického translačního pohybu tibie proti femuru v předním směru při různém postavení kloubu.

##### Lachmanův test

Pacient leží na zádech. Uchopíme končetinu nad kolenem a pod kolenem, které je při vyšetření v 15° flexi. Horní konec tibie se snažíme vysunout ventrálně oproti kondylům femuru (Obr. 2-15).



Obr. 2-15 Lachmanův test – pozitivní při vyvolání přední zásuvky v 15° flexi kolena.

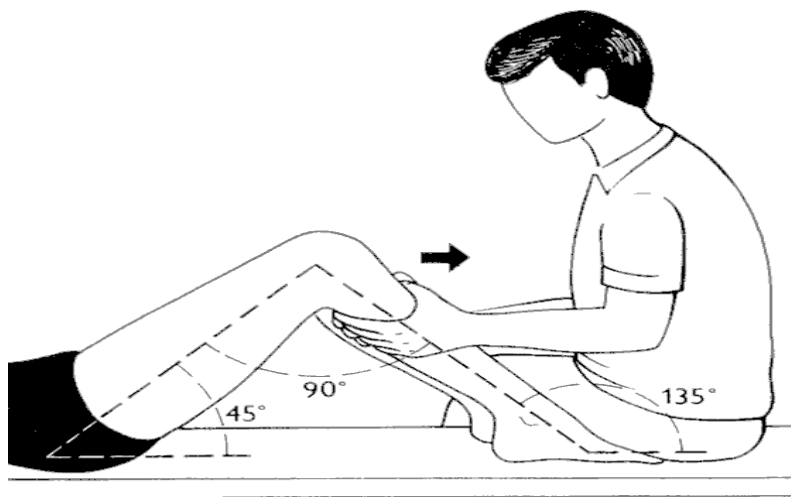
a. – anatomické postavení kolenního kloubu

b. – vyvolání předního zásuvkového příznaku

Při poškození předního zkříženého vazů se vyvolá zásuvkový příznak ukončený ve ventrální poloze tibie měkkým, plynule nastupujícím odporem, na rozdíl od pevné zarážky při intaktním předním zkříženém vazů (8). Tento test je citlivější než ostatní způsoby vyšetření předního zásuvkového příznaku, protože odpadá stabilizační efekt hemstringů a zadních rohů menisků (10). V 15° flexe je kolenní kloub při lézi předního zkříženého vazů málo stabilní, takže je možno posun tibie proti femuru dosti dobře vyvolat (9). Výrazný posun svědčí pro kompletní lézi předního zkříženého vazů a možnou lézi mediálních a laterálních stabilizačních struktur kolene. V současnosti je tento test považován za nejcitlivější zkoušku léze předního zkříženého vazů.

### Přední zásuvkový příznak

Pacient leží na zádech, kyčle jsou flektovány do 45°, koleno je v 90° flexi. Vyšetřující sedí na vyšetřovacím lehátku, svým stehnem fixuje špičku nohy pacienta. Oběma rukama uchopí horní část bérce pod postiženým kolenem. Opět provádí ventrální posun tibie oproti femorálním kondylům (Obr. 2-16). Vyšetření se provádí při zevní, vnitřní a neutrální rotaci bérce.



Obr. 2-16 Vyšetření předního zásuvkového příznaku.

Přední zásuvkový příznak je projevem patologického ventrálního posunu tibie proti femuru. Pozorujeme jednak rozdílnost zásuvky v různých rotacích, porovnáváme

dále s druhou stranou. Pozitivita svědčí většinou pro postižení předního zkříženého vazů a kapsulárních struktur mediálně či laterálně v závislosti na momentální rotaci bérce (8). Dle positivity (stupeň +++) je možná eventuální léze i postraních vazů.

#### 2.4.2. Rollimetr

Rollimetr je nový, český přístroj na měření stability kolenního kloubu. Přístroj byl sestaven na konci devadesátých let minulého století doktorem Petrem Mašátem z ortopedické kliniky 2. LF UK a FN Motol. Vznikl pro objektivizaci úspěšnosti operace náhrady předního zkříženého vazů (10). Principem využití rollimetru je hodnocení zásuvkového a Lachmannova testu odečtením posunu tibie oproti patele v milimetrech na kalibrované stupnici přístroje.

V roce 1996 – 2000 proběhla na stejném pracovišti klinická studie zhodnocující dlouhodobé výsledky operací náhrad předního zkříženého vazů (10). Jedním z mnoha dalších šetření podstupovali operanti vyšetření na rollimetru, celkem bylo zkontrolováno 42 pacientů. Vyšetřovány byly oba kolenní klouby a výsledky byly vždy porovnávány s kontralaterální končetinou. Při hodnocení vycházeli z rozdílu naměřených hodnot podle IKDC (International Knee Documentation Committee)(11): normální 0-2mm, téměř normální 3-5mm, abnormální více než 6mm, silně abnormální více než 10mm.

Tab. Hodnocení přední stability rollimetrem dle klinické studie Dr.Mašáta (10)

IKDC	<b>Normální</b> 0 – 2 mm	<b>Téměř normální</b> 3 – 5 mm	<b>Abnormální</b> 6 – 10 mm	<b>Silně abnormální</b> > 10 mm
<b>Počet pac.</b>	26	13	3	0
<b>% pac.</b>	62 %	31 %	7%	0%

V závěru publikované studie je hodnocení rollimetru: „ Osvědčil se jako kvalitní a přitom relativně jednoduchý přístroj, kterým můžeme získat validní data při hodnocení výsledků operací nestability kolenního kloubu“(10).



### **3. CÍLE A HYPOTÉZY**

#### **3.1. Cíle práce**

Hlavním cílem této diplomové práce je kinematická analýza ventrální translace tibiálního plátu v kolenním kloubu. Jde o kvantitativní zmapování ventrálního posunu v závislosti na každých 15° ohnutí v tibiofemorálním kloubu.

Pro první experimentální vyšetření bude použit optoelektrický systém Qualysis, při kterém je testovaný jedinec označen reflexními body a pohyby jsou snímány kamerovým systémem.

Pro druhé experimentální vyšetření bude použit přístroj Rolimetr. Tento přístroj byl sestaven pro objektivizaci ortopedického testu „přední zásuvky“, která hodnotí poškození převážně předního zkříženého vazů.

Zpracovaná data umožní kinematickou analýzu pohybu s ohledem na zvolené experimentální vyšetření. Srovnání výsledků z obou postupů nám pomůže k určení validity použitých metod, k interpretaci výsledků, k zobecnění použitých postupů pro praktické účely.

## **3.2. Hypotézy**

Experimentální vyšetření ventrální translace bérce umožňuje ověření platnosti následujících hypotéz.

1. Ventrální posun bérce nabývá malých, nenulových hodnot, maximálně však do 5mm včetně.
2. Ventrální posun bérce nabývá maximálních hodnot ve 30°-45° flexe v tibiofemorálním kloubu.
3. Hodnoty ventrálních posunů bérce jsou shodné na levém a pravém kolenním kloubu.
4. Hodnoty ventrálních posunů bérce vyšetřené pomocí systému Qualysis a přístroje Rolimetr jsou shodné, s odchylkou 1mm.

## **4. EXPERIMENTÁLNÍ VYŠETŘENÍ**

### **4.1. Metodika**

#### **4.1.1. Experimentální vyšetření systémem Qualysis**

Pro první experimentální vyšetření ventrální translace bylo jako výzkumné metody užito kinematografické analýzy provedené moderním systémem švédské firmy Qualisys Medical, který nese název QUALISYS MOTION CAPTURE SYSTEMS (QMCS). Ten nepracuje v oblasti viditelného světla, ale ve vlnových délkách infračerveného spektra (880-3000 nm) a při vysokých snímacích frekvencích (až 1000 Hz). Principy ovšem zůstávají stejné, testovaný jedinec je označen reflexními markery a sledovaný úkon je nasnímán v předem kalibrovaném prostoru systémem 4 kamer. Infračervené kamery zaznamenají

převážně silně zářivé markery pokryté speciální reflexní vrstvou, všechno ostatní se posléze odfiltruje a nahrazuje černou.

Takto nasnímaná data jsou nejdříve vizuálně identifikována a poté softwarově převedena do číselného vyjádření, kdy jsou ke každému ze tří antropometrických bodů označených markery za každých 5 milisekund přiřazeny a vypočteny hodnoty všech tří souřadnic vztažného kartézského systému, jehož **nulový bod počátek** byl stanoven předchozí kalibrací **detekovaného prostoru**.

Na každém kolením kloubu bude snímáno osm poloh, dle úhlu flexe v tibiofemorálním kloubu, každých  $15^\circ$  ( $0^\circ, 15^\circ, 30^\circ, \dots, 105^\circ$ ). Úhly v kolením kloubu budou určeny pomocí goniometru. V dané pozici bude nasnímán nejprve počátečný, klidový stav a po provedení pasivní ventrální translace konečný stav. Doba záznamu každého snímání bude pouhé 2 vteřiny, během kterých se ovšem získá velké množství primárních polohových dat, která budou dále matematicky zpracována. Výsledkem budou hodnoty pasivního ventrálního posunu na každých  $15^\circ$  flexe v koleni, která budou graficky zpracována.

#### **4.1.2. Experimentální vyšetření přístrojem Rollimetr**

Pro druhé experimentální vyšetření ventrální translace byl použit přístroj rollimetr. Rollimetr byl použit při různých úhlech flexe v kolenním kloubu, první v  $0^\circ$ , pak na každých  $15^\circ$  až do  $105^\circ$  včetně. Flexi v kolenním kloubu jsme určovaly pomocí mechanického goniometru. Při vyšetření pomocí rollimetru byl zvolen modifikovaný postup ortopedického testu přední zásuvka. Modifikací byla fixace horní části rollimetru k patele a použití manévru v jiném úhlu flexe než jak je obvykle stanoveno. Celkem bylo provedeno 16 měření, na každém koleni osm.

## **4.2. Technické vybavení**

Obě experimentální šetření ventrální translace bylo provedeno v laboratoři **Biomechaniky extrémních zátěží (labBEZ)** FTVS UK (Obr. 4-1), která je jako jedno z mála pracovišť v celé ČR vybavena moderním systémem pro kinematografickou analýzu od švédské firmy Qualisys Medical nesoucí název Qualisys Motion Capture Systems.

### **4.2.1. System Qualysis**

Mezi technickou vybavenost patří:

- výkonný PC – mikroprocesor Pentium 4, taktovací frekvence 2,86 MHz, operační paměť 256 MB, operační systém Windows XP PRO
- softwarové aplikace - Qualisys Track Manager
- kamery ProReflex MCU 1000 pracující v oblasti infračervených vln

- reflexní markery fy Qualisys
- teleskopické stavitelné stativy s kloubovou hlavou
- kalibrační rám a tyč
- odpovídající kabelové spojení



*Obr. 4-1 Laboratoř BEZ FTVS UK spolu s technickou vybaveností.*

#### **4.2.1.1. IR kamery ProReflex MCU 1000**



*Obr. 4-2 IR kamera ProReflex*

Použité infračervené kamery jsou digitální kamery vybavené světlocitlivými snímači založených na technologii CCD (Charge Coupled Device). Tyto snímače jsou nastaveny tak, aby zaznamenávaly elektromagnetické vlnění o vlnové délce 880 nm, neboli infračervené záření.

Základní rozlišovací schopnost těchto kamer je 658 x 496 pixelů, firma Qualisys však díky své patentované subpixelové technologii dokáže stávající

rozlišení kamery až na velmi vysokých 60000 x 45000 pixelů.

Takto vysoké rozlišení umožňuje zaznamenávání i miniaturních pohybů, pro ilustraci v kalibrovaném prostoru o velikosti 2 x 2 x 2 m je tato kamera schopna zaregistrovat změnu polohy markeru už při posunu o 0,03 mm.

Maximální snímací frekvence je 1 kHz, běžně se však nevyužívá vzhledem k získávání velikého množství redundantních dat. Při našem pokusu byla snímací frekvence 100 Hz, což představuje snímkování každých 10 ms.

#### 4.2.1.2 Qualisys Track Manager

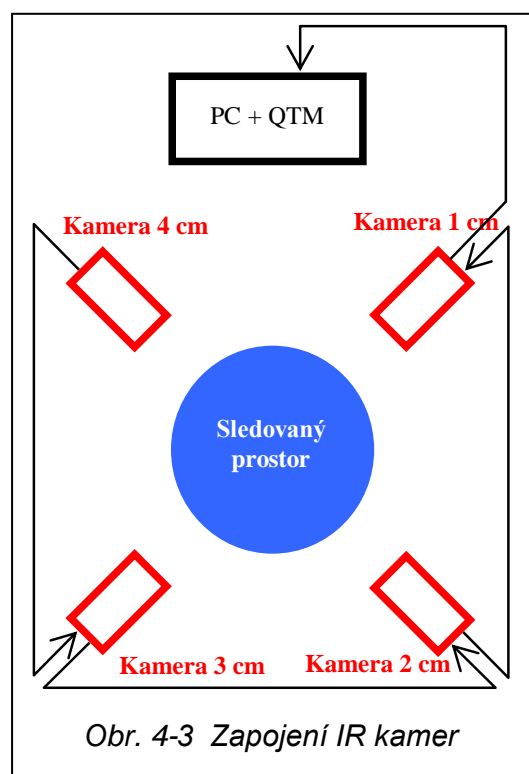
Tento speciální softwarový nástroj je určen k ovládání IR kamer ProReflex, kterých lze současně připojit až 16. Systém zapojení je sériový (Obr. 4-3), tzn. kamera č. 1 se připojí přímo do PC, kamera č. 2 se připojí do kamery č. 1, kamera č. 3 se připojí do kamery č. 2 a kamera č. 4 se připojí do kamery č. 3. Veškerá spojení jsou zajištěna standardními síťovými kabely UTP s konektory RJ45.

Nezbytnou funkcí tohoto programu je kalibrace prostoru a určení počátku souřadného systému ??nulového bodu, který je shodný pro všechny připojené IR kamery a vymezuje jednotnou vztažnou soustavu.

Jaké cm v obr. u kamer???

Vlastní kalibrační proces se provádí bezprostředně před experimentem pomocí kalibračních tyčí a rámu, které mají unifikované rozměry a jejichž konce jsou opatřeny reflexními markery.

Po kalibraci QTM zaznamenává 2D údaje ze všech IR kamer. Pokud je



sledovaný marker zachycen alespoň ze 2 kamer, QTM vypočte podle příslušného algoritmu souřadnice markerů ve vztažné kartézské soustavě.

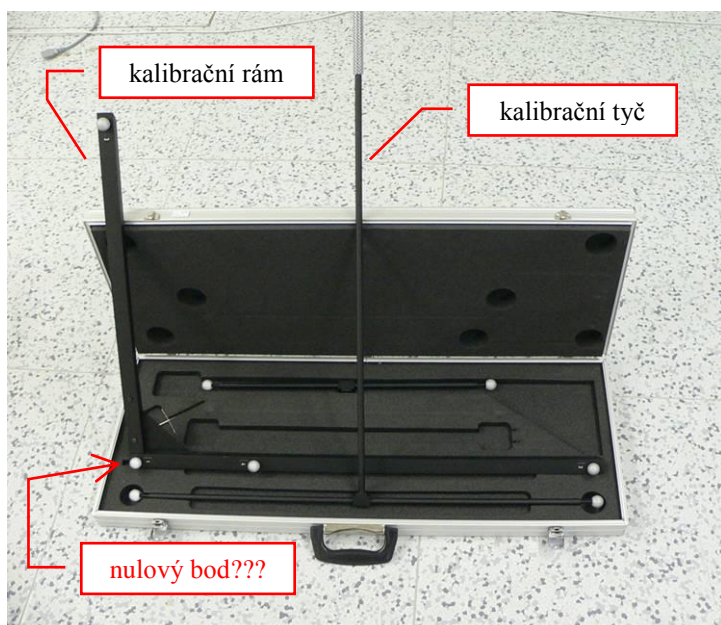
### **Reflexní markery fy Qualisys**

Tyto markery jsou vyrobené z velmi lehkého materiálu, takže svou hmotností téměř neovlivňují vlastní pohyb, a na tělo se připevňují pouhou oboustrannou lepicí páskou. Jejich povrch je potřen speciální reflexní barvou zvyšující odraz IR vlnění, které je kamerami zaznamenáváno.



Obr. 4-4 Reflexní markery Qualisys

#### **4.1.2.4. Kalibrační pomůcky**



Obr. 4-5 Kalibrační rám a kalibrační tyč

Kalibrační proces je nezbytnou součástí měření, poněvadž je nutné definovat jednotnou vztažnou soustavu a její nulový bod. Provádí se pomocí kalibračního rámu a kalibrační tyče (Obr. 4-5). Kalibrační rám je rozměrově unifikovaný úhelník ve tvaru písmene L opatřený celkem 4 reflexními markery. Tento kalibrační rám položíme na zem do snímaného prostoru,

kde je v záběru všech kamer. V jeho vrcholu je budoucí **nulový bod** a jeho dvě hrany určují osy **x** a **y** budoucí virtuální vztažné soustavy. Zbývající osa **z** je vytvořena pomocí kalibrační tyče, která má tvar písmene T, a i její rozměry jsou unifikovány. Při pohybu této tyče nad položeným kalibračním rámem během kalibračního procesu, který trvá 15 s, je zaznamenáván pohyb 2 reflexních markerů na koncích kalibrační tyče. Qualisys Track Manager tento pohyb vyhodnotí a prostor dle interních algoritmů zkalibruje i ve třetím zbývajícím rozměru. Dostatečnost kalibrace se posuzuje podle několika vyhodnocených vnitřních parametrů QTM. Pokud tyto parametry nesplňují zadaná kritéria, celý kalibrační proces se opakuje.

#### 4.2.2. Rolimetr – **tak jedno nebo dvě el ???**

Přístroj rolimetr se skládá z následujících částí (Obr. 4-6 a 4-7):

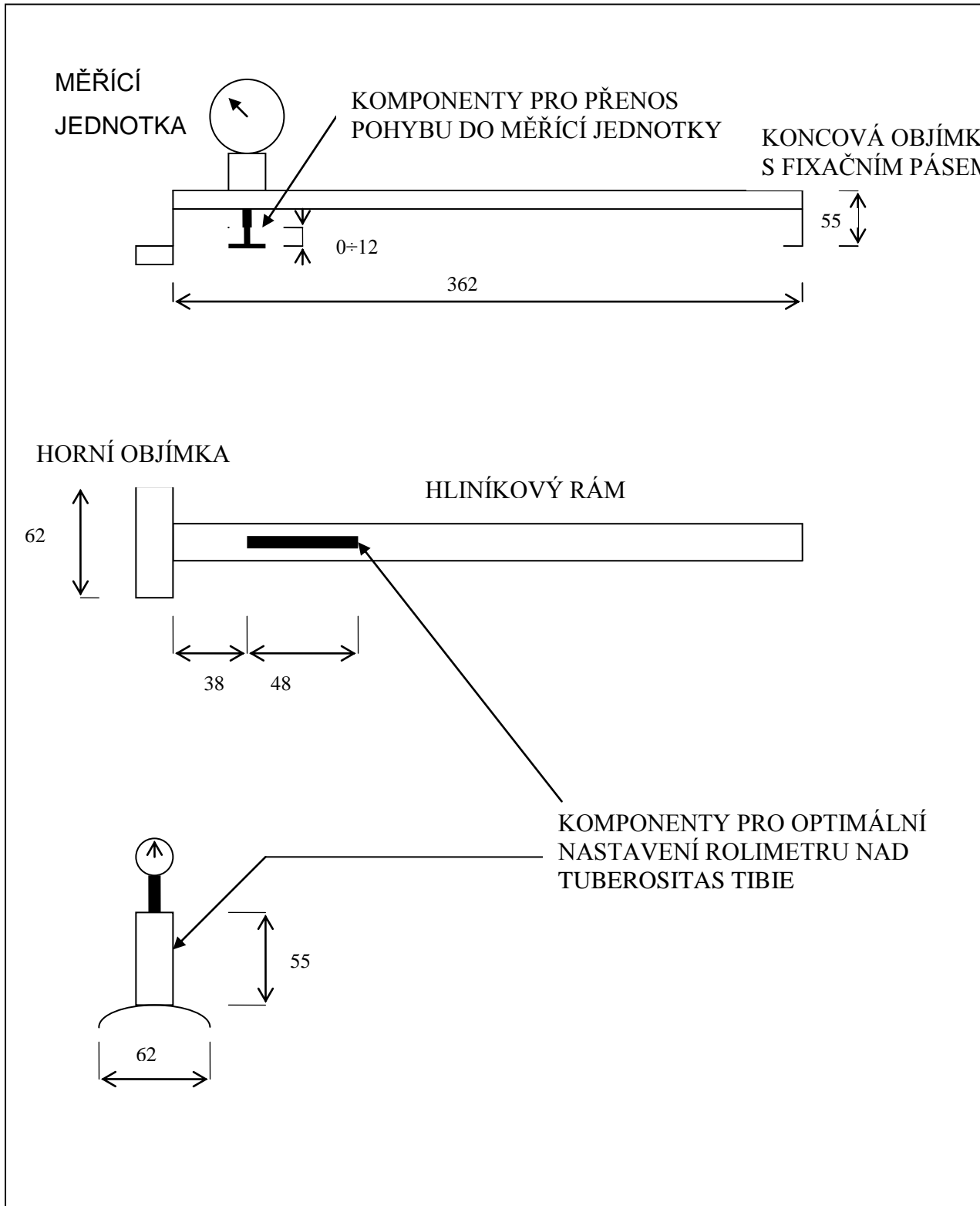
- Měřící zařízení – rolimetr a komponenty pro přenos pohybu do rolimetru
- Pomocné a fixační zařízení – hliníkový rám, koncové objímky a fixační páska, komponenty pro optimální nastavení měřícího zařízení



Obr. 4-6 Na obrázku přístroj rolimetr



Hlavní měřicí zařízení rolimetr od firmy Kinex měří ventrální posun bérce v setinách milimetru, celkem až 12mm. Pohyb tuberositas tibie je zde přenášen do rolimetru přes hliníkovou tyčku, která je v kontaktní oblasti s tibií opatřena černým mělohmotným ým kolečkem pro zvětšení kontaktní plochy.



Obr. 4-7 Na obrázku je orientační technický náčrtek a popis přístroje. Rozměry jsou uváděny v milimetrech.

### **4.3. Charakteristika sledovaného subjektu**

Kromě správné metodologie a kvalitní měřicí techniky je neméně důležitá i osoba probanda. V našem případě byl jediným kritériem pro výběr kandidáta zdravotní stav koleních kloubů, jejich relativní nepoškozenost.

Charakteristika probanda:

- Jméno: B.B.
- Pohlaví: žena
- Rok narození: 1981
- Výška: 180 cm
- Váha: 74
- Dominantní končetina: levá
- Úrazy: distorze kotníku l.dx. – 4/06
- Sporty: atletika v dětství, jezdeckví, volejbal, fotbal
- Zaměstnání: fyzioterapeutka
- Bolesti kolenních kloubů: po zvýšené a dlouhé zátěži
- Jiné zdravotní obtíže: občasné bolesti zad

### **4.4. Pracovní postup**

Veškeré experimentální vyšetřování ventrálního posunu tibie bylo provedeno 8. června 2006 dle následujícího pracovního postupu:

#### 1. Vyšetření systémem Qualysis

- Instalace měřicí techniky a příprava pracoviště
- Umístění reflexních bodů
- Provedení experimentu
- Zpracování a vyhodnocení dat

## 2. Vyšetření rolimetrem

- Příprava pracoviště
- Provedení experimentu

### 4.4.1. Měření systémem Qualysis

#### Instalace měřicí techniky

Vzhledem k tomu, že PC s aplikačním softwarem je stálou součástí laboratoře, bylo prvním přípravným krokem vyjmutí IR kamer z ochranných boxů, jejich připevnění na teleskopické stojany a připojení do běžného síťového rozvodu (Obr. 4-8). Poté následovalo sériové zapojení všech kamer pomocí standardních ethernetových kabelů UTP s konektory RJ45 dle schématu na str. 34 (Obr. 4-3), neboli kamera č. 1 se připojila přímo do PC, kamera č. 2 do kamery č. 1, kamera č. 3 do kamery č. 2 a kamera č. 4 do kamery č. 3. Po zapojení kamer jsme prověřili funkčnost jednotlivých kamer a správnou spolupráci s QTM pomocí demonstračního pohybu reflexních markerů na kalibrační tyči, který byl na obrazovce PC sledován zvlášť pro každou IR kameru.



Obr. 4-8 IR kamera

Po ověření funkčnosti měřicí techniky následovalo rozmístění kamer do vrcholů čtyřúhelníka a nastavení pohledu každé kamery tak, aby průnikem záběrů všech kamer vznikl dostatečně velký sledovatelný prostor. Do tohoto prostoru bylo umístěno polohovací lůžko a nastavena jeho výška tak, aby proband sedící na jeho okraji se spuštěnými bérce nebyl v kontaktu s podlahou.

#### Umístění reflexních markerů

Pro nejjednodušší matematický výpočet ventrálního posunu bérce jsme zvolili 3 reflexní markery. Označované antropometrické body byly také vybírány s ohledem na snadnou identifikovatelnost pomocí povrchově hmatatelných kostních útvarů končetiny. První byl umístěn na *bazy pattely*, druhý na *tuberositas tibie* a poslední na dolní část přední strany bérce. Středy těchto reflexních bodů

leží v předozadním pohledu na přímce. Pro minimalizaci posunu kůže a tím i reflexního bodu jsme přiložili pásku na horní část bérce tak, aby fixovala kůži v oblasti tuberositas tibie. K připevnění markerů přímo na kůži a na pásku byly použity oboustranné samolepicí pásky a reflexní markery měli průměr 17 mm. Označené body ukazuje následující obr. 4-9.



*Obr. 4-9 Na obrázku je vidět umístění 3 reflexních bodů, horní na bazi pattele, prostřední reflexní bod umístěn na fixační pásce nad tuberositas tibie, dolní na přední straně distálního bérce. Stehno probandky je fixováno popruhem k polohovacímu lůžku.*

### **Instruktaž sledovaného subjektu**

Po připevnění reflexních markerů na sledované body dolní končetiny byl proband dopředu obeznámen s průběhem pokusu, byl instruován aby nevyvíjel aktivitu s vyšetřovanou dolní končetinou. Byl posazen na okraj polohovacího lehátka, stehno vyšetřované končetiny se připevnilo popruhy k lehátku, tak aby bérce mohl vykonávat ohnutí do potřebného úhlu.

## Provedení experimentálního šetření

Po všech přípravných úkonech následovalo vlastní experimentální šetření pasivního ventrálního posunu. Nejprve byla snímána levá dolní končetina, v každé úhlové poloze (celkem 8, po 15°) byla provedena dvě snímání. První měření počátečního stavu, druhé pak po provedení pasivního pohybu - konečný stav. Úvodní úhel flexe byl zvolen v plné extenzi (0° flexe v koleni), to bylo změřeno pomocí mechanického ramenného goniometru. Volný bércec byl v této poloze fixován a bylo provedeno první snímání, které trvalo 2s. Ve stejné úhlové poloze byl proveden vyšetřovaný pohyb, proximální bércec byl uveden do ventrální translace až do vyčerpání pohybu (řekni něco o síle, kterou byl tento posun vyvolán !!!) a bylo provedeno snímání konečného stavu. Stejným způsobem byly snímány všechny úhlové polohy (poslední v 105° flexi) na obou dolních končetinách.

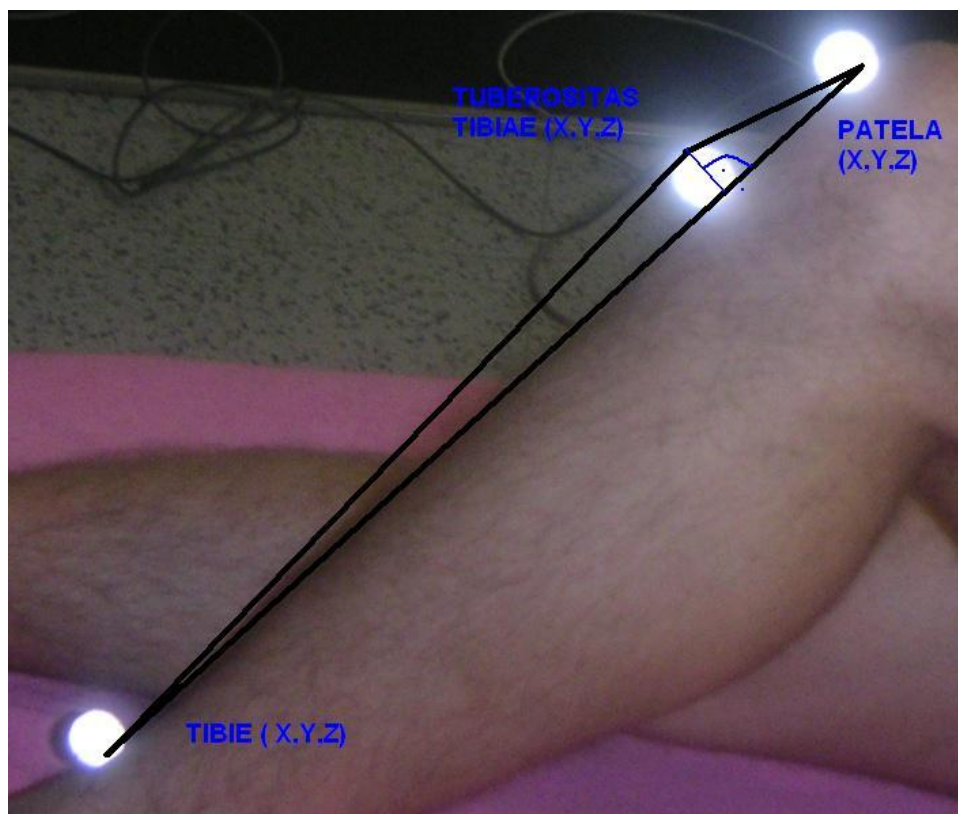
## Zpracování a vyhodnocení dat

Bylo naměřeno celkem 24 pohybových sekvencí. Ve spolupráci s QTM byly nejdříve manuálně identifikovány a kódově označeny souřadnicová data markerů, diskrétní trajektorie byly programově pospojovány a zůstatková neidentifikovatelná data z rušivých odlesků odfiltrována. Z celkové dráhy všech reflexních markerů bylo identifikováno 100% dat. Celkem bylo sebráno **neuvěřitelných 42 400 dat souřadnic detekovaných bodů**, které se staly podkladem pro provedení kinematické analýzy.

Po zpracování primárních dat pomocí QTM jsou získané údaje exportovány do datových souborů.

## Výpočet ventrálního posunu tibie

Jsou dány tři body P ...Patela, TT.....Tuberositas Tibiae, T.....spodní část Tibie. Tyto body jsou definovány souřadnicemi X, Y, Z (Obr. 4-10).



Popis v obr. udělej bíle pro lepší viditelnost

Obr. 4-10 Na obrázku jsou reflexní body pospojovány do obecného trojúhelníka. Požadovaný ventrální posun tibie je *výškou trojúhelníka ke straně strany tibie-patela.*

Vzdálenost bodů je dána definicí vzdálenosti bodů ve vektorovém prostoru  
 X...bod (  $x_1, x_2, x_3$  )  
 Y...bod (  $y_1, y_2, y_3$  )  
 xy...vektor  
 [xy]...velikost vektoru xy, vzdálenost bodů X a Y

to je

odmocnina???

$$[xy] = \sqrt{((x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + (x_3 - y_3)^2)}$$

Na ventrální posun tibie jsme aplikovali model výšky v obecném trojúhelníku. Výška obecného trojúhelníka nad stranou definovanou body na patele a spodní části tibie je sledovaný posun tibie.

Použili jsme Heronův vzorec pro výpočet výšky v obecném trojúhelníku a pomocný vzorec pro výpočet polovičního obvodu trojúhelníka.

Poloviční obvod trojúhelníka S

$$S = (a + b + c)/2$$

a, b, c ... délky stran v obecném trojúhelníku

Výška v obecném trojúhelníku nad stranou b

$$v_b = \frac{2}{b} \cdot \sqrt{S \cdot (S-a) \cdot (S-b) \cdot (S-c)}$$

Zpracování dat, výpočty a grafické zpracování proběhlo pomocí programu MS Excel.

#### **4.5. Měření přístrojem Rolimetrem**

##### **Příprava pracoviště**

Po ukončení snímání systémem Qualysis jsme přešli na měření přístrojem rolimetr. K uskutečnění experimentu jsme potřebovali polohovací lehátko, na podkládání kolenního kloubu molitanové podložky, goniometr a přístroj rolimer. Terapeutické lehátko bylo umístěno do středu místnosti a nastaveno na optimální výšku pro vyšetřujícího. Proband si pohodlně lehl na lehátko na záda. Rolimetr jsme přiložily na bérec končetiny, v dolní části bérce jsme ho připevnily fixačními pruhy a horní objímku (bez pásku) jsme umístily tak, aby se dotýkala pately. Měřicí část spolu s přenosovou komponentou byla posunuta na hliníkovém rámu nad tuberositas tibie a výškově nastavena tak, aby se vyvýšeniny dotýkala.

##### **Modifikovaný postup při vyšetření ventrálního posunu tibie**

Proband leží na lehátku na zádech, vyšetřovanou končetinu má ohnutou v kolenním kloubu v geometrem nastavené úhlové poloze. Nejprve ve flexi 0°, a



pak po 15° až do 105° včetně. Vyšetřující si sedne na okraj lehátka tak, že hyždí lehce přisedne špičku nohy, kterou vyšetřuje, a tím fixuje nohu pacienta. Běrec uchopí oběma rukama tak, že jsou všechny prsty přiloženy napříč těsně pod fossa poplitea a palce na stranách tibie ve výši tuberositas tibie. Poslední články palců fixují zlehka horní objímku rolimetru k pattele. Pohyb provádíme tahem prstů za břec směrem k sobě (Obr. 4-11).



*Obr. 4-11 Na obrázku vidíme modifikovaný postup vyšetření ventrálního posunu pomocí přístroje rolimeru ve flexi 75° v kolenním kloubu na pravé dolní končetině.*

### **Provedení experimentu**

Po všech přípravných úkonech následovalo vlastní experimentální šetření pasivního ventrálního posunu tibie. Nejprve byla vyšetřena levá dolní končetina, pak pravá. Při flexi 0° dolní končetina volně ležela na lůžku, při 15° a 30° jsme kolenní kloub podložily z důvodů nemožnosti zapření chodidla o lůžko, od 45° byla opora již možná. Po každém změření bylo nutné nastavit měřicí část rolimetru v nové úhlové poloze kolenního kloubu tak, aby se přenosová komponenta lehce dotýkala tuberositas tibie. Výsledné grafické zpracování proběhlo pomocí programu MS Excel.

## **5. VÝSLEDKY**

### **5.1. Výsledky šetření systémem Qualysis**

Z experimentálního měření systémem Qualysis jsme získali 42 400 výstupních dat, které byly následně zpracovány v MS Excel. Pro kinematickou analýzu byly zvoleny následující hodnoty (tab.č.1.):

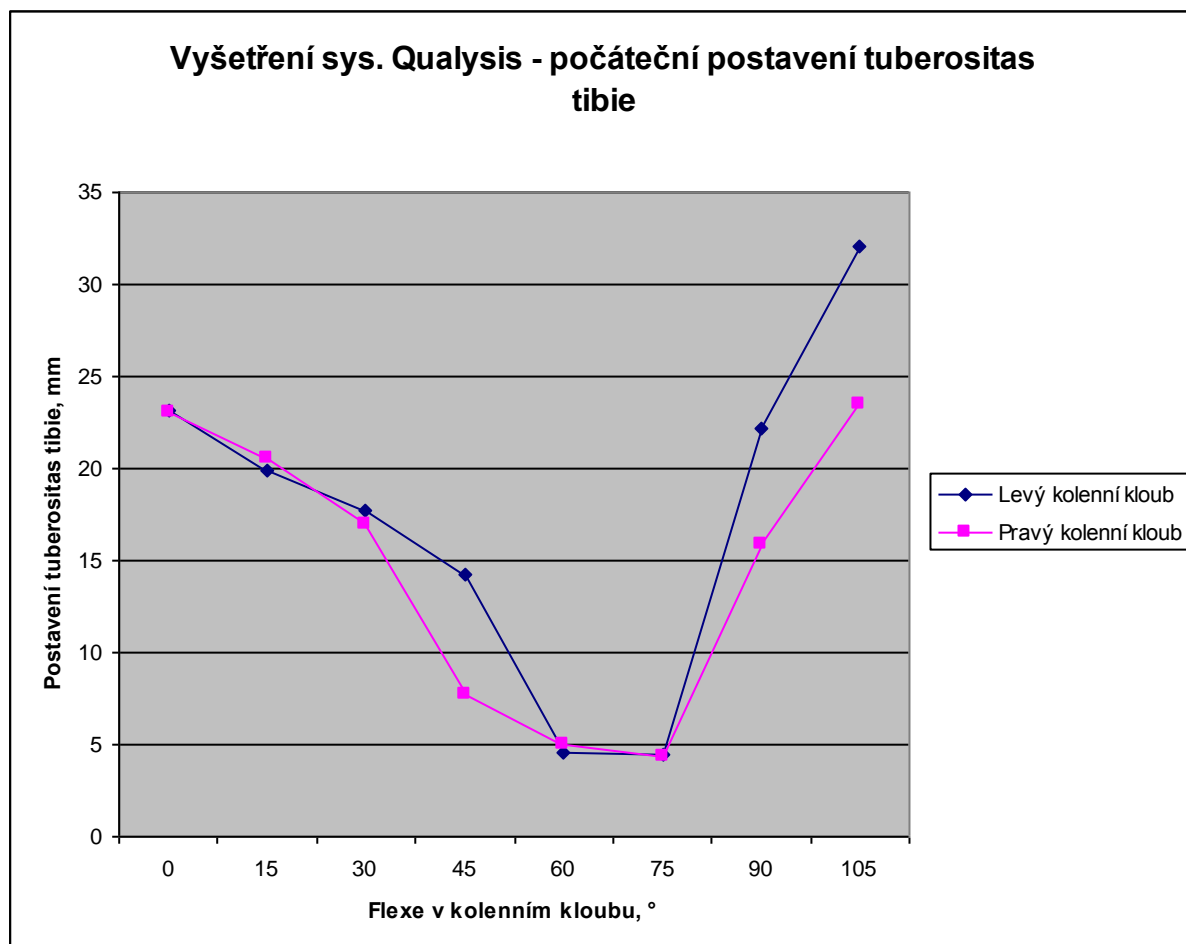
1. Počáteční stav – hodnota se rovná výšce obecného trojúhelníka před provedením pohybu
2. Ventrální posun – hodnota se rovná změně výšky obecného trojúhelníka po provedení pohybu
3. Průměrná hodnota celkového ventrálního posunu – hodnota se rovná aritmetickému průměru ventrálních posunů jedné končetiny od 0° do 105° flexe v koleni
4. Průměrný ventrální posun tibie na levé a pravé končetině – hodnota se rovná aritmetickému průměru ventrálních posunů na levém a pravém koleni v dané flexi kolene

Tab. 5-1 Výsledné hodnoty šetření ventrálního posunu systémem Qualysis

FLEXE V KOLENNÍM KLOUBU	LEVÝ KOLENNÍ KLOUB		PRAVÝ KOLENNÍ KLOUB		Průměrný ventrální posun tibie
	Počáteční stav, mm	Ventrální posun, mm	Počáteční stav, mm	Ventrální posun, mm	
0°	23,19	0,3	23,07	2,73	1,37
15°	19,89	0,84	20,49	6,49	4,33
30°	17,7	1,81	16,97	3,98	3,57
45°	14,24	0,89	7,71	3,97	2,64
60°	4,61	4,93	4,96	5,68	3,97
75°	4,49	7,74	4,39	2,86	2,47
90°	22,19	6,3	15,82	2,61	2,54
105°	32,1	0,55	23,53	4,51	3,91
Průměr [ mm ]	17,30	2,92	14,62	4,10	3,1

### 5.1.1. Počáteční stav

Graf 5-1

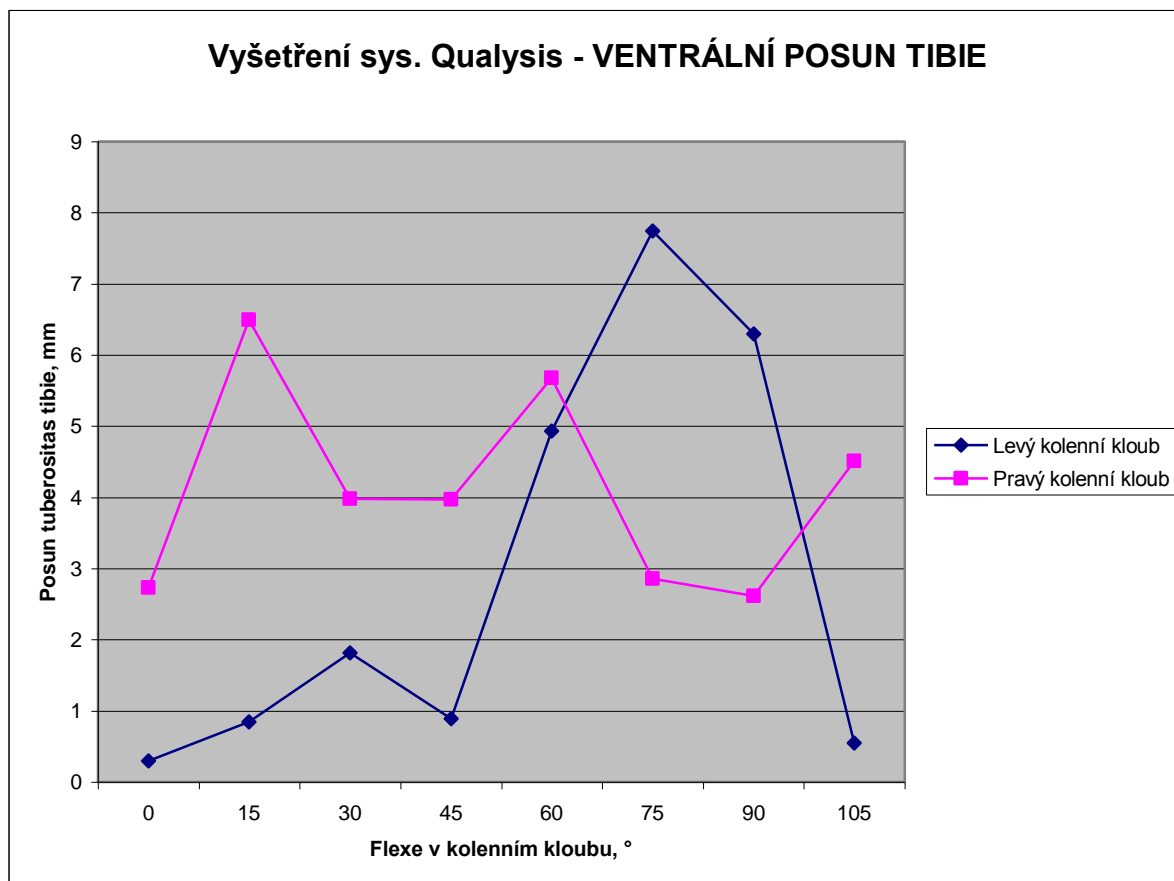


Při experimentálním měření počátečního postavení tuberositas tibie v závislosti na flexi v tibiofemorálním kloubu byly zjištěny tyto výsledky (Graf 5-1, tab 5-1).

Průběh křivek pro levé a pravé koleno je podobný. Prvních 60° flexe je pokles z hodnoty ventrálního posunu z 23,13mm na hodnotu 4,79mm. Průměrná odchylka je 0,97mm. V rozmezí 60°-70° probíhá křivka u obou kolen téměř na stejné úrovni v rozmezí 4,96 – 4,49 mm, průměrná odchylka je 0,06mm. Od 75° do 105° flexe křivka stoupá u obou kolen průměrně z 4,44mm na hodnotu 27,82mm s průměrnou odchylkou 1,64mm.

### 5.1.2. Ventrální posun tibie

Graf 5-2



#### **Ventrální posun na levém kolenním kloubu (graf 5-2,).**

Křivka má své maximum při 75° flexe a nabývá hodnoty 7,74 mm, své minimum při 0° a nabývá hodnoty 0,3 mm. Křivka má dvě stoupání a dvě klesání.

První stoupání nastává při flexi 0° z hodnoty 0,3 mm a vrcholí při 30° na hodnotě 1,81 mm, druhé začíná při flexi 45° z hodnoty 0,89 mm a končí při 75° na hodnotě 7,74 mm.

První pokles je v 30° z hodnoty 1,81 mm a končí v 45° hodnotou 0,89 mm. Druhé klesání křivky začíná v maximum, ve flexi 75° hodnotou 7,74 mm a končí při 105° hodnotou 0,55 mm.

Průměrná hodnota ventrálního posunu levého kolenního kloubu při flexi 0-105° v tibiofemorálním kloubu je 2,92 mm.

## Ventrální posun na pravém kolenním kloubu (graf 5-2)

Křivka má své maximum při 15° flexe a nabývá hodnoty 6,49 mm, své minimum při 0° a nabývá hodnoty 2,73 mm. Křivka má tři stoupání a tři klesání.

První stoupání nastává při flexi 0° z hodnoty 2,73 mm a vrcholí při 15° na hodnotě 6,49 mm, druhé při flexi 45° z hodnoty 3,97 mm a končí při 60° na hodnotě 5,68 mm a třetí stoupání začíná při flexi 90° hodnotou 2,61 mm a vrcholí ve flexi 105° v hodnotě 4,51 mm.

První pokles je v 15° z hodnoty 6,49 mm a končí v 45° hodnotou 3,97 mm. Druhé klesání křivky začíná ve flexi 60° hodnotou 5,68 mm a končí při flexi 90° hodnotou 2,61 mm.

Průměrná hodnota ventrálního posunu levého kolenního kloubu při flexi 0-105° v tibiofemorálním kloubu je 4,1 mm.

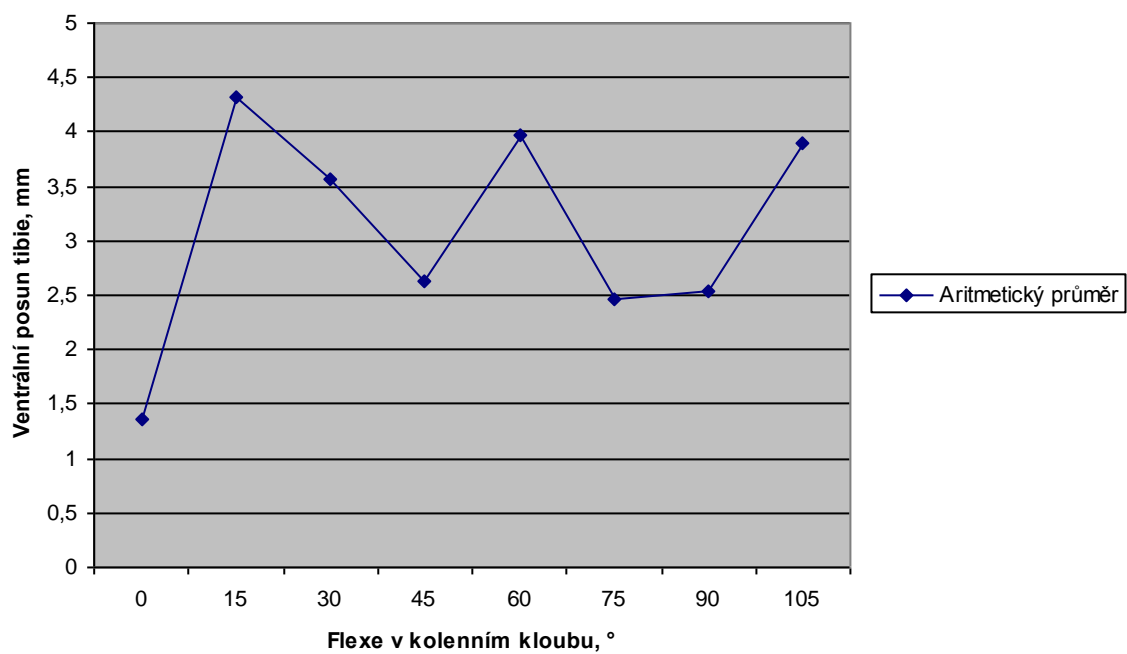
## Srovnání ventrálních posunů na levém a pravém kolenním kloubu (Tab.5-2, graf 5-3)

Tab. 5-2

Ventrální posun tibie, mm	Průměrná hodn., mm	Maximum		Minimum	
		Hodnota,mm	Úhel flexe	Hodnota,mm	Úhel flexe
Levé koleno	2,92	7,74	75°	0,3	0°
Pravé koleno	4,1	6,49	15°	2,61	90°

Graf 5-3

**Vyšetření sys. Qualysis - průměr ventrálních posunu na levé  
a pravé tibii**



## 5.2. Výsledky šetření přístrojem Rollimetr

Z experimentálního měření přístrojem rollimetr jsme získali 16 výstupních dat, které byly následně zpracovány v MS Excel. Pro kinematickou analýzu byly zvoleny následující hodnoty (tab.č.1.):

1. Ventrální posun – hodnota se rovná změně výšky obecného trojúhelníka po provedení pohybu
2. Průměrná hodnota celkového ventrálního posunu – hodnota se rovná aritmetickému průměru ventrálních posunů jedné končetiny od 0° do 105° flexe v koleni
3. Průměrný ventrální posun tibie na levé a pravé končetině – hodnota se rovná aritmetickému průměru ventrálních posunů na levém a pravém koleni v dané flexi kolene

Tab. 5-3 Výsledné hodnoty šetření ventrálního posunu přístrojem rollimetr

<b>Flexe v kolením kloubu</b>	<b>Ventrální posun tibie na levé končetině</b>	<b>Ventrální posun tibie na pravé končetině</b>	<b>Průměrný ventrální posun tibie na levé a pravé konč.</b>
0°	0	0	0
15°	2,8	1,34	2,08
30°	2,54	3,6	3,07
45°	4,02	1,36	2,69
60°	3,52	2,3	2,92
75°	3,6	2,41	3,01
90°	3,1	3,02	3,06
105°	2,85	3,1	2,98
<b>Průměrná hodnota,mm</b>	2,81	2,15	2,48

### Ventrální posun na levém kolenním kloubu (graf 5-4).

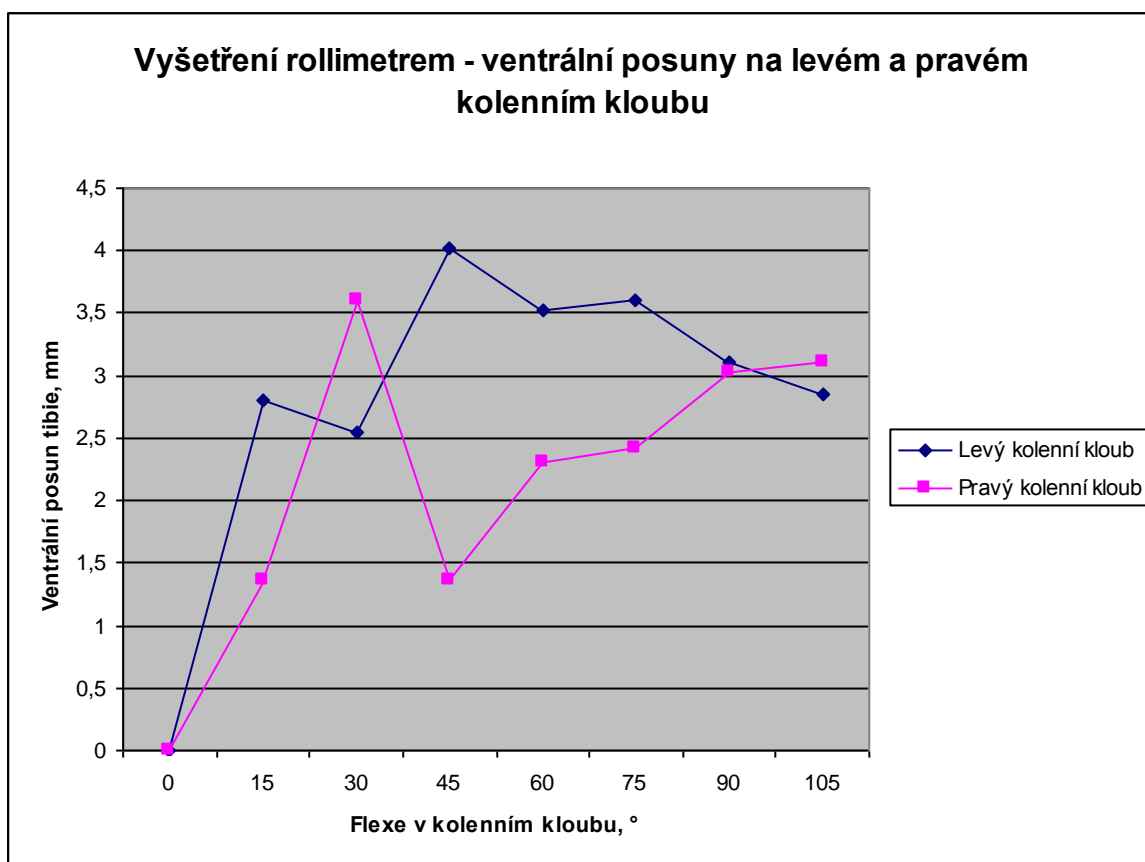
Křivka má své maximum při 45° flexe a nabývá hodnoty 4,2 mm, své minimum při 0° a nabývá hodnoty 0 mm. Křivka má dvě stoupání a dvě klesání.

První stoupání nastává při flexi 0° z hodnoty 0° mm a vrcholí při 15° na hodnotě 2,8 mm, druhé při flexi 30° z hodnoty 2,54 mm a končí při 45° na hodnotě 4,02 mm.

První pokles je v 15° z hodnoty 2,8 mm a končí v 30° hodnotou 2,54 mm. Druhé klesání křivky začíná ve flexi 45° hodnotou 4,02 mm a končí při flexi 105° hodnotou 2,85 mm.

Průměrná hodnota ventrálního posunu levého kolenního kloubu při flexi 0-105° v tibiofemorálním kloubu je 2,81 mm.

Graf 5-4





### Ventrální posun na pravém kolenním kloubu (graf 5-4).

Křivka má své maximum při 30° flexe a nabývá hodnoty 3,6 mm, své minimum při 0° a nabývá hodnoty 0 mm. Křivka má dvě stoupání a jedno klesání.

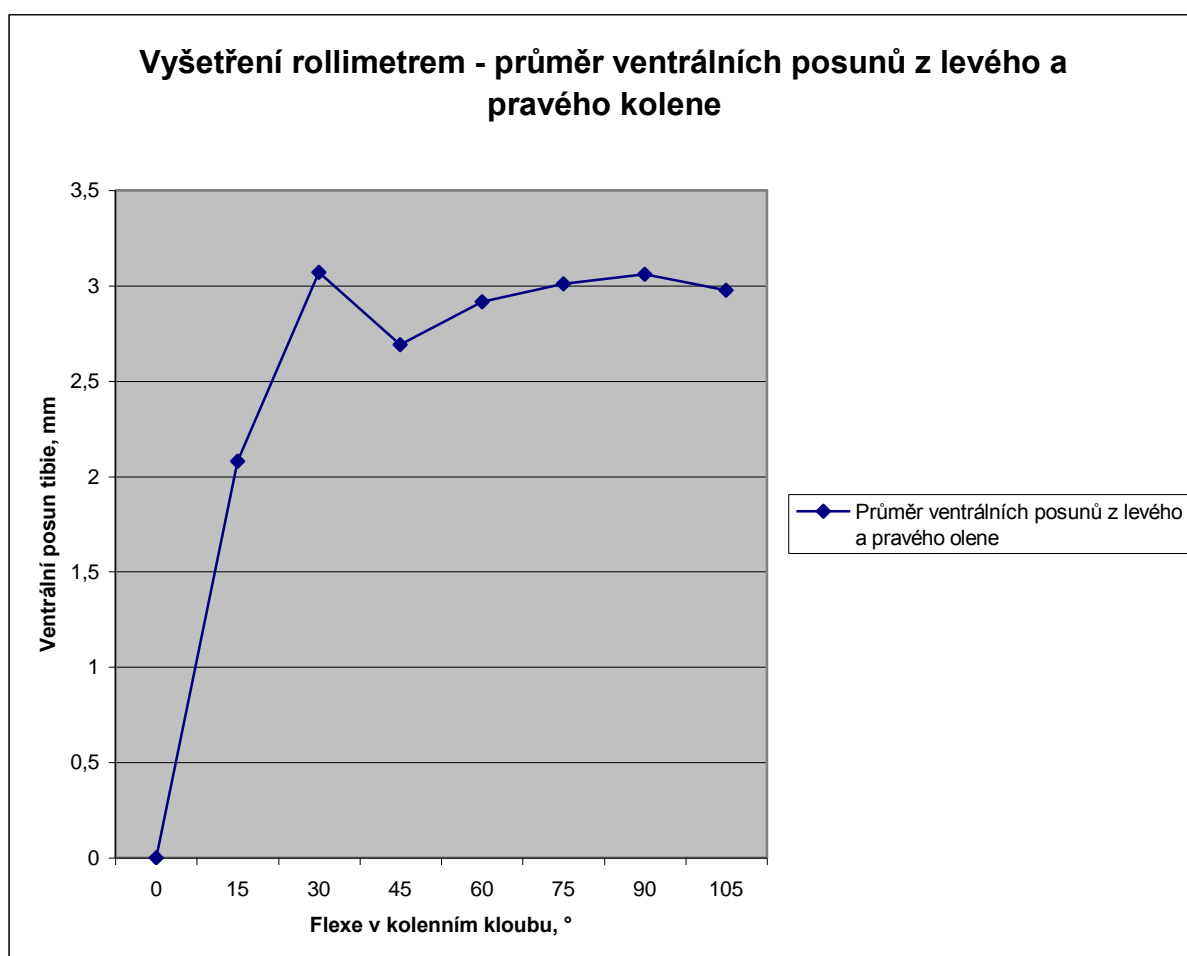
První stoupání nastává při flexi 0° z hodnoty 0° mm a vrcholí při 30° na hodnotě 3,6 mm, druhé při flexi 45° z hodnoty 1,36 mm a končí při 105° na hodnotě 3,1 mm.

Pokles křivky je zde pouze při flexi 30° z hodnoty 3,6 mm, končí při flexi 45° hodnotou 1,36 mm.

Průměrná hodnota ventrálního posunu pravého kolenního kloubu při flexi 0-105° v tibiofemorálním kloubu je 2,15 mm.

### Srovnání ventrálních posunů na levém a pravém kolenním kloubu

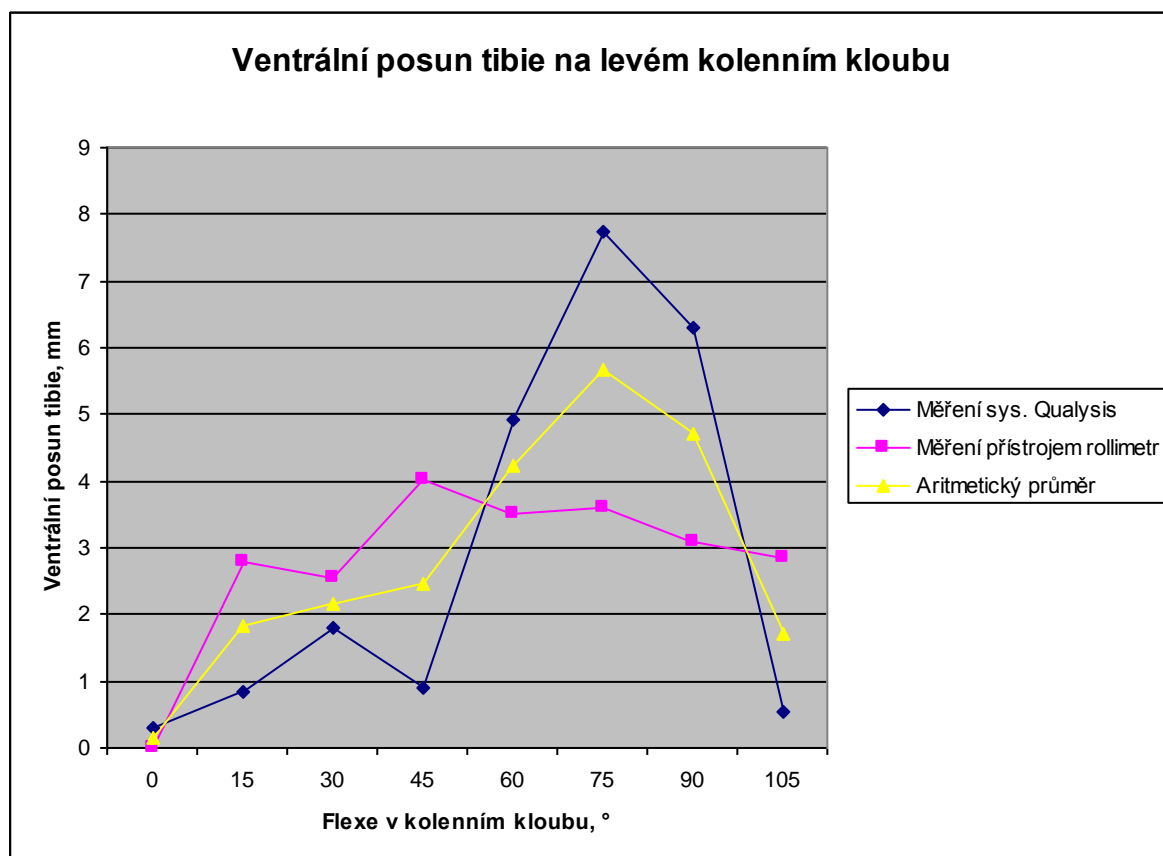
Graf 5-5



### 5.3. Porovnání výsledků experimentálního měření pomocí systému Qualysis a přístroje rollimetr

#### 5.3.1. Ventrální posun tibiae na levém kolenním kloubu

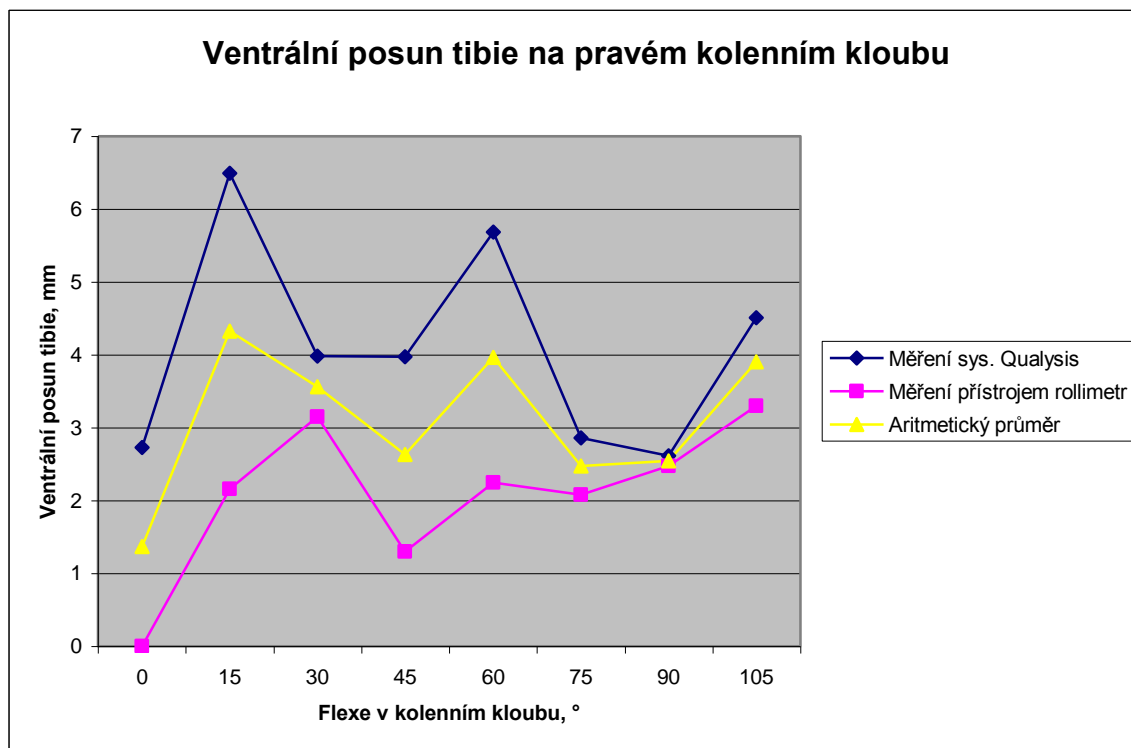
Graf 5-5



Výsledné hodnoty z měření systémem Qualysis jsou ve flexi 0°- 45° téměř o polovinu menší než měření pomocí přístroje rollimetru. V další části křivky jsou hodnoty získané snímáním ve flexi od 60° do 90° zase o téměř polovinu větší než z měření rollimetrem. Ve flexi 105° jsou výsledné hodnoty z rollimetru několika násobně větší.

### 5.3.2. Ventrální posun tibiae na pravém kolenním kloubu

Graf 5-6



Je třeba se v diskusi zaměřit na možnosti ovlivnění měřených hodnot různými technologiemi s různými výsledky chybami, které mohou být kromě anatomických (jak ten rollimetr počítá při flexi s neměnnou polohou pately? když je o ní opřený?) také s např. mechanickým vlivem aplikované síly na ventrální posun. Tato síla je vždy stejná??? Atd. Musíme odůvodnit rozdílné výsledky mezi technologiemi!!!!

## **6. DISKUZE**

### **6.1. Hodnocení ventrálního posunu**

### **6.2. Ověření hypotéz**

### **6.3. Hodnocení metody a validity výsledků**

### **6.4 Celkové hodnocení**

## **7. ZÁVĚR**

## **8. SEZNAM POUŽITÉ LITERARURA**

1. MAYER, M., SMÉKAL, D. Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehab. A fyzik. Lékařství ČLS JE*, 2004, No. 3, s.111-117.
2. RYCHLÍKOVA, E. Funkční poruchy kloubů končetin, diagnostika a léčba. 1. vyd. Praha: Grada publishing, spol. s.r.o., 2002. 256s. ISBN 80-247-0237-1
3. ČECH, O., SOSNA, A., BARTONÍČEK, J. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1986. 195 s.
4. POLANSKÝ, B. *Rehabilitaci kolena po operaácii ligamentum cruciatae v izokinetickom režime*. Rehabilitácia 2005, Vol. 42, No. 1, s.3-11

5. MUCHA, C. *Rehabilitaci při lézii předního skříženého vazů kolena.*  
Rehabilitácia 2000, Vol.33, No. 1, s. 24-27
6. JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka.* 1.vyd.  
Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. 210 s., ISBN 80-244-0930-5.
7. ČIHÁK, R. *Anatomie 1.* 2. vyd., Praha: Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
8. BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu.* 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
9. DYLEVSKÝ, I., KUBÁLKOVÁ, L., NAVRÁTIL, L. *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie.* 1. vyd. Praha: Manus, 2001. 110 s. ISBN 80-902318-8-8.
10. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi.* 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
11. DOBEŠ, M. *Rehabilitace po poraněních a operacích měkkého kolene.*  
(rigorózní práce). Praha: FTVS UK v Praze, 2003. 72 s.
12. SOSNA, A., VAVŘÍK, P., KRBEČ, M. a kol.: *Základy ortopedie.* 1.vyd.  
Praha: Triton, 2001. 175s. ISBN 80-7254-202-8.
13. ČECH, O., SOSNA, A., BARTONÍČEK, J. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu.* 1. vyd. Praha: Avicenum, 1986. 195 s.
14. MAŠÁT, P., TRČ, T., DYLEVSKÝ, I. a kol. *Zhodnocení dlouhodobých výsledků operací náhrad LCA kolenního kloubu klinicky a pomocí rollimetru.*  
Acta chir.ortop. et traum.čechosl. 2005, vol.72, s.32-37

15. HEFTI, F. et al.: *Evaluation of Knee Ligament Injuries with the IKDC Form*.  
Knee Surg., Sports Traumatol. Arthrosc. 1: 226-234, 1993
16. Grays anatomie – www  
??
17. QUALYSIS MEDICAL (2001). Qualysis Motion capture systems.  
<http://www.qualisys.com>.2005
18. [www.ftvs.cuni.cz/biomechanika](http://www.ftvs.cuni.cz/biomechanika), OTÁHAL, S. *Kompendium –  
biomechanika*.  
<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika>, 1999.
19. Smith, L.K., Weiss, E.L., Lehmkuhl, L.D. (1983). *Brunnstroms Clinical  
Kinesiology*.(4th ed.) Philadelphia: F.A. Davis.
20. FREEMAN, M. A. R., PINSKEROVA, V. The movement of the normal tibio-  
femoral joint. *J. of Biomechanics*, 2004,
21. ZATSIORSKY, V. M. *Kinematics of human motion*. 1.vyd. London: Human  
Kinetics, 1998. 420 s. ISBN 0-88011-676-5.
22. MAGEE, D. J. *Orthopedie physical assessment*. 4.vyd. Philadelphia:  
Elsevier Scinces, 2002. 1020 s. ISBN 0-7216-9352-0