

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE PŘED A PO OPERACI  
PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Gabriela Lachnitová, obor fyzioterapie

Vedoucí: Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

Olomouc 2018

**Jméno a příjmení autora:** Gabriela Lachnitová

**Název diplomové práce:** Kinematická analýza chůze před a po operaci předního zkříženého vazů

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury,  
Univerzita Palackého v Olomouci

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2018

**Abstrakt:** Cílem této diplomové práce bylo posoudit vliv operačního řešení ruptury předního zkříženého vazů na kinematiku chůze. Výzkumu se zúčastnilo 12 osob, ve věku  $29,4 \pm 6,4$  let, s plánovanou operační rekonstrukcí předního zkříženého vazů. Teoretická část obsahuje poznatky o strukturách kolenního kloubu, poranění předního zkříženého vazů, následcích nedostatečnosti vazů a srovnání jednotlivých typů řešení ruptury předního zkříženého vazů. Před zahájením vlastního měření byl proveden odběr anamnézy a klinické testy včetně Tegnerova skóre aktivity, Lysholmova skóre a IKDC, dále byl pacient instruován k deseti pokusům přirozené chůze ve vyznačeném prostoru. Pro získání kinematických parametrů dolních končetin a pánve byl použit optoelektronický systém Vicon MX. Měření probíhalo před operací a následně půl roku a rok po operaci předního zkříženého vazů. Hodnoceny byly změny úhlových parametrů kloubů dolních končetin. Klinicky významné byly změny v rozsahu pohybu kloubů neoperované dolní končetiny a zvýšení rozsahu pohybu operovaného kolenního kloubu do extenze a rotace ve stejné fázi rok po operaci.

**Klíčová slova:** přední zkřížený vaz, kolenní kloub, kinematika chůze, 3D analýza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

**Author's first name and surname:** Gabriela Lachnitová

**Title of the master thesis:** Kinematic analysis of gait before and after anterior cruciate ligament reconstruction

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

**Supervisor:** Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

**The year of presentation:** 2018

**Abstract:** The aim of this thesis was to assess the effect of the surgical reconstruction of the rupture of the anterior cruciate ligament on the kinematics of the gait. Twelve people ( $29,4 \pm 6,4$  years) with planned anterior cruciate ligament reconstruction took part in the research. The theoretical part of the thesis contains knowledge about the structure of the knee, the anterior cruciate ligament injury, the consequences of ligament deficiency and a comparison of various solutions of anterior cruciate ligament reconstruction. Before commencing the measuring, the patients were asked for their anamnesis, including the Tegner scale, the Lysholm scale, and the IDKC. Then patients were asked to do ten natural walks in the designated area. The optoelectronic system Vicon MX was used for the kinematic data of the lower limb and pelvis. The measurement took place immediately before the surgery, and six and twelve months after the surgery. Changes in angular parameters of the joints of the lower limbs were evaluated. The changes were clinically significant in the range of movement of the joints in the healthy lower limb, and increased in the range of extension and rotation in the stance phase of the operated lower limb one year after the operation.

**Key words:** anterior cruciate ligament, knee, kinematic of gait, 3D analysis

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Diplomová práce vznikla za podpory projektu interní grantové agentury Univerzity Palackého v Olomouci č. IGA\_FTK\_2017\_012 s názvem „Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz.“

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi za odborné vedení diplomové práce, za cenné rady, statistické zpracování dat a veškerý čas, který mi během vedení práce poskytl.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením  
Mgr. Zdeňka Svobody, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala  
zásady vědecké etiky.

V Olomouci 30. 4. 2018

.....

## Obsah

1	Úvod.....	10
2	Teoretické poznatky .....	11
2.1	Chůze .....	11
2.1.1	Definice chůze .....	12
2.1.2	Základní biomechanické předpoklady pro provedení chůze .....	12
2.1.3	Řízení lidské motoriky, centrální mechanismy řízení chůze .....	13
2.2	Chůzový cyklus.....	14
2.2.1	Počáteční kontakt (Initial Contact) .....	16
2.2.2	Postupné zatěžování (Loading Response) .....	16
2.2.3	Mezistoj (Mid Stance) .....	17
2.2.4	Konečný stoj (Terminal Stance) .....	18
2.2.5	Předšvih (Pre – Swing) .....	18
2.2.6	Počáteční švih (Initial Swing).....	19
2.2.7	Mezišvih (Mid Swing).....	19
2.2.8	Konečný švih (Terminal Swing).....	20
2.3	Analýza chůze .....	20
2.3.1	Časoprostorové parametry .....	21
2.3.2	Kinematická analýza.....	21
2.3.3	Kinematika kloubů DK a pánve při chůzi .....	21
2.3.3.1	Kinematika hlezenního kloubu .....	21
2.3.3.2	Kinematika kolenního kloubu.....	22
2.3.3.3	Kinematika kyčelního kloubu .....	23
2.3.3.4	Kinematika pánve .....	24
2.3.3.5	Pohyb těžiště těla v průběhu chůze.....	25
2.4	Kolenní kloub.....	26
2.4.1	Anatomie kolenního kloubu .....	26

2.4.2	Stabilizace kolenního kloubu.....	27
2.4.3	Propriocepce kolenního kloubu .....	28
2.4.4	Biomechanika kolenního kloubu .....	29
2.5	Přední zkřížený vaz (ligamentum cruciatum anterius, LCA) .....	31
2.5.1	Anatomie předního zkříženého vazu .....	31
2.5.2	Biomechanika LCA .....	32
2.5.3	Patologie LCA .....	33
2.5.4	Ruptura LCA .....	34
2.6	Typy léčby poranění LCA.....	35
2.6.1	BTB plastika .....	37
2.6.2	STG plastika .....	37
2.6.3	Single – bundle, jednosvazkové rekonstrukce.....	38
2.6.4	Double – bundle, dvousvazkové rekonstrukce .....	38
2.6.5	Triple – bundle, třisvazková rekonstrukce .....	39
2.7	Efekt chirurgické léčby LCA – srovnání klinických studií .....	39
2.7.1	Chirurgická léčba versus konzervativní.....	39
2.7.2	BTB rekonstrukce versus STG rekonstrukce .....	40
2.7.3	Single – bundle versus double – bundle .....	41
3	Cíle a hypotézy.....	42
3.1	Hlavní cíl:.....	42
3.2	Dílčí cíle:.....	42
3.3	Hypotézy:.....	42
4	Metodika.....	43
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	43
4.2	Získávání dat .....	43
4.2.1	Umístění značek .....	43
4.3	Příprava na měření .....	43



4.4	Průběh vlastního měření .....	44
4.5	Analýza dat .....	44
4.6	Statistické zpracování dat.....	45
5	Výsledky.....	46
5.1	Výsledky k hypotéze $H_{1A}$ .....	46
5.1.1	Hlezenní kloub.....	46
5.1.2	Kolenní kloub .....	46
5.1.3	Kyčelní kloub .....	48
5.1.4	Pánev .....	49
5.2	Výsledky k hypotéze $H_{1B}$ .....	50
5.2.1	Hlezenní kloub.....	50
5.2.2	Kolenní kloub .....	50
5.2.3	Kyčelní kloub .....	52
5.2.4	Pánev .....	53
5.3	Výsledky k hypotéze $H_{1C}$ .....	54
5.3.1	Hlezenní kloub.....	54
5.3.2	Kolenní kloub .....	54
5.3.3	Kyčelní kloub .....	56
5.3.4	Pánev .....	57
5.4	Výsledky k hypotéze $H_2$ .....	58
5.4.1	Hlezenní kloub.....	58
5.4.2	Kolenní kloub .....	58
5.4.3	Kyčelní kloub .....	60
5.4.4	Pánev .....	60
5.5	Výsledky k hypotéze $H_3$ .....	62
5.5.1	Hlezenní kloub.....	62
5.5.2	Kolenní kloub .....	62

5.5.3	Kyčelní kloub .....	64
5.5.4	Pánev .....	65
6	Diskuze .....	67
7	Závěry .....	72
8	Souhrn .....	73
9	Summary .....	74
10	Referenční seznam .....	75
11	Přílohy .....	82

## 1 Úvod

Poranění předního zkříženého vazů je jedno z nejčastějších poranění tzv.: měkkého kolene. Po ruptuře vazů dochází k narušení stability kolenního kloubu, čímž se zvyšuje riziko poranění dalších struktur kolene a vzniku osteoartrózy. Ve většině případů je kvůli instabilitě indikována operační rekonstrukce vazů. Operační řešení ruptury předního zkříženého vazů je jednou z nejčastějších ortopedických operací. Rekonstrukce je nejčastěji prováděna pomocí odebraného štěpu z ligamentum patellae či z hamstringů. Cílem plastiky předního zkříženého vazů je obnova mechanické stability kolenního kloubu. Problémem zůstává insuficientní propriocepce z oblasti kolenního kloubu, důležitou roli pro zlepšení neuromuskulární kontroly kolenního kloubu tak hraje vhodně zvolený rehabilitační program. I přes kvalitní terapii a dobře provedenou operaci předního zkříženého vazů často přetrvávají následky poranění vazů. Mezi tyto následky řadíme i změny kinematiky chůze, které mohou mimo jiné přispívat k dřívějšímu rozvoji osteoartrózy.

Jelikož je ruptura předního zkříženého vazů poměrně časté poranění, vyvíjí se nové operační techniky, přístupy a jistění štěpu v kosti. Studie se zabývají srovnáním efektu jednotlivých typů operace, bolestivostí po operaci, kinetikou a kinematikou chůze po rovině či po schodech. Jelikož chůze je pro člověka přirozeným způsobem lokomoce, jsou změny v jejím provedení zásadní. Při ruptuře předního zkříženého vazů bezpochyby dochází ke vzniku odchylek od standardního provedení chůze, které mohou způsobovat bolest i v jiných částech těla. Vlivem nestability a odlehčování postiženého kolenního kloubu vznikají při chůzi kompenzační strategie. Právě tyto kompenzační strategie mohou vést k předčasné degeneraci ostatních kloubů (kyčel, bederní obratle aj.). Vhodně zvolenou terapií lze tyto kompenzační strategie minimalizovat a některé i trvale odstranit.

## 2 Teoretické poznatky

### 2.1 Chůze

Lidská chůze je základním lokomočním stereotypem, pro který je typický dopředný pohyb vzpřímeného těla se střídavou oporou o dolní končetiny. Při přechodu těla přes opěrnou dolní končetinu se kontralaterální dolní končetina nachází ve švihové fázi (fázický pohyb) a připravuje se na následnou oporu (Perry & Burnfield, 2010; Janura, 2014).

Lokomocí rozumíme pohyb z místa na místo zahrnující zahájení a ukončení pohybu, změnu směru a rychlosti pohybu (Rose & Gamble, 2006). Kromě lokomoční funkce má chůze význam i v psychosociální oblasti. Nemůže-li člověk chůzi vykonávat v odpovídajícím rozsahu (nemoc, zranění, stáří atd.) dochází k narušení realizace běžných denních aktivit a ke snížení kvality života. Možnost provádět chůzi i v pozdních stádiích života má vliv i na jeho délku (Perry & Burnfield, 2010; Véle, 2006; Janura, 2014).

Při absenci patologie je chůze koordinovaná, efektivní, ekonomická a bez námahy, tj. při minimálním energetickém výdeji. Při poranění či jiné patologii ovlivňující chůzi dochází k narušení přesnosti, koordinace a rychlosti charakterizující fyziologickou chůzi (Perry & Burnfield, 2010). Provedení chůze je vysoce variabilní a může být ovlivněno mnoha faktory. Rozdíly v provedení chůze záleží na zdravotním a psychickém stavu jedince, vnějších podmínkách a biomechanických parametrech člověka. Abychom mohli porovnat chůzi několika jedinců a nalézt odchylky od „normy“, je třeba určit základní sekvenci pohybů a tu blíže specifikovat. Většinu vzorů chůze můžeme zařadit do společné skupiny chůze fyziologické, existuje však řada vzorů abnormálních až patologických (Porada & Šimšík, 2011; Janura, 2014).

Charakteristiky chůze se mění s věkem jedince, obecně je však pro její provedení nutné splnění dvou požadavků, a to schopnosti cyklického pohybu a udržení posturální stability. S vývojem jedince se zmenšuje opěrná báze, dochází k napřímení, vzpřímení, vertikalizaci a člověk je postupně schopen bipedální lokomoce. Ta je poměrně labilní (těžiště je vysoko, opěrná báze je úzká a při švihové bázi je průmět těžiště mimo opěrnou bázi), ale za to umožňuje současné využití horních končetin. Aby byl jedinec schopen chůze, musí zapojit všechny klouby a svaly dolní končetiny, horní končetiny a páteře v komplexním pohybovém vzorci. Neméně důležité je řízení pohybu, které je za provedení pohybu těla zodpovědné. Proto u dítěte mluvíme o chůzi až tehdy, má-li vytvořenu kontrolu nad jednotlivými segmenty svého těla a je schopno udržet dynamickou rovnováhu. Taktéž s vyšším věkem se mění charakter chůze,

dochází k opětovnému rozšíření opěrné báze, zkrácení kroku, poruchám stability a dynamiky chůze (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010).

### **2.1.1 Definice chůze**

Definice chůze se dle různých autorů liší, dle Janury (2014) je chůze jeden ze způsobů lokomoce, při kterém je vzpřímené pohybující se tělo podpíráno střídavě jednou a druhou dolní končetinou. Je tedy charakterizována střídavým zatěžováním dolních končetin, kdy na rozdíl od běhu je při chůzi vždy alespoň jedno chodidlo v kontaktu s podložkou (Janura, 2014; Kirtley, 2006).

Perry a Burnfield (2010) definují chůzi jako opakování sekvence svalově kontrolovaných pohybů v kloubech, opakující se pro každou končetinu, které současně posunují tělo vpřed a udržují stabilitu těla.

Dle Koláře (2009) je chůze základním lokomočním stereotypem vybudovaným v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy.

Perry (1985, in Gage, 1991) popsala chůzi jako „řízený pád“, ve kterém padá tělo vpřed ze stabilní pozice, zajištěné stejnou dolní končetinou, na kontralaterální dolní končetinu.

### **2.1.2 Základní biomechanické předpoklady pro provedení chůze**

I když je provedení chůze individuální a značně variabilní, existují obecně platné předpoklady pro zahájení, provedení a ukončení chůze. Jedná se o rovnováhu, jako schopnost zaujmout vertikální posturu a udržet ji, a o pohyb, jako schopnost zahájit a udržet rytmicitu chůzového cyklu (Bronstein, Brandt & Woollacott, 1996; Rose & Gamble, 2006).

Základními biomechanickými podmínkami chůze jsou dle Inmana, Ralstona a Todda (2006) nepřetržité působení reakční síly podložky a periodický pohyb dolních končetin vpřed.

Dle Whittle (2007) jsou nezbytné pro realizaci chůze čtyři podmínky, a to udržení vzpřímené a stabilní postury, střídavé poskytnutí opory oběma končetinami pro přenos hmotnosti těla, koordinovaný pohyb dolních končetin ve švihové fázi pro plynulý kontakt chodidla s podložkou, přítomnost odpovídající síly pro pohyb těla vpřed.

Gage (1991) popisuje pět hlavních charakteristik fyziologické chůze, které u patologické chůze nejsou přítomny. Mezi ně zařazuje dynamickou stabilitu ve stoji, vytvoření podmínek pro provedení a ukončení odvalu chodidla umožňujících zahájení švihové

fáze, přiměřenou délku švihové fáze, odpovídající délku kroku a udržení dynamiky pohybu v průběhu chůzového cyklu.

Dle Janury (2014) je pro zajištění všech těchto požadavků důležité splnění vnitřních podmínek související s pohybovým systémem člověka a jeho řízením. Těmito podmínkami rozumíme odpovídající svalový tonus, svalovou sílu, intaktní kostní tkáň, funkční klouby, možnost adekvátní zpětné vazby (zrak, vestibulární aparát, propiocepce aj.) a fyziologické řízení motoriky. Lidské tělo je ve vzpřímeném držení z biomechanického hlediska nestabilní. Je systémem tvořeným jednotlivými segmenty spojenými klouby, ty musí být dostatečně pohyblivé a stabilní, čehož je dosaženo koordinovanou svalovou aktivitou. Pro předcházení pádu a udržení posturální stability je nutná adekvátní reaktivita na působení vnitřních a zevních sil. Během chůze se těžiště těla dostává před opěrnou bázi, a tím se dostává do stavu kontinuální nerovnováhy, člověk se snaží o navrácení těžiště zpět nad opěrnou bázi a zaujmout tak stabilnější pozici. Narušení těchto podmínek se projeví ve způsobu provedení chůze, přičemž se fyziologický vzor chůze mění v patologický a její provedení se stává energeticky náročnější. Chůze tedy není otázkou jednoho systému, ale je integrovanou funkcí několika podsystémů v rámci hybného systému člověka (Janura, 2014).

### **2.1.3 Řízení lidské motoriky, centrální mechanismy řízení chůze**

V průběhu vývoje dochází k postupnému dozrávání CNS, a tím k velkým změnám v provedení chůze. Pro schopnost rychle se přizpůsobovat měnícím se podmínkám je nezbytný hierarchicky řazený soubor řídicích systémů, jejichž kvalita se v průběhu života mění, což ovlivňuje kvalitu provedení pohybu. Stereotyp chůze je výsledkem předem připraveného vzorce (centrální motorický program) při současné multisenzorické kontrole (Janura, 2014). Každá aferentní informace je porovnávána s dosavadními informacemi uloženými v paměti. Následně se vytváří výstupní pohybová informace v podobě pyramidové a extrapyramidové dráhy (Trojan, 2003; Véle, 2006).

Véle (2006) popisuje řízení lidské motoriky jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení zamyšleného cíle. Řízení motoriky je dáno geneticky, učením a zkušenostmi získanými v průběhu života (Véle, 2006).

Dle Koláře (2009) jsou motorické vzory geneticky determinované, zahrnují jednoduché reflexy a složité senzomotorické funkční vztahy. Vyšší úroveň se vytváří v průběhu ontogeneze. Na základě motorického učení se vytvářejí hybné stereotypy.

Dle Králíčka (2011) je stereotyp chůze centrální motorický program, který je zakódován v paměti neurální sítě. Generátor vzorce lokomočního pohybu se nachází

ve spinální míše samostatně pro každou končetinu. Při pohybu všech končetin je aktivita jednotlivých generátorů koordinována. Charakter lokomoce je určen z oblasti retikulární formace středního mozku, tj. mezencefalická lokomoční oblast. Lokomoce není primárně reflexního původu, přesto je důležitá aferentní signalizace z proprioceptorů. Při dysfunkci této aferentace dochází ke zpomalení chůze a změně fyziologického chůzového cyklu. Úkolem aferentace je reflexně upravovat motorický program generátorů pohybového vzorce, aby výsledná lokomoce odpovídala prostředí, kde se uskutečňuje (Králíček, 2011).

## 2.2 Chůzový cyklus

Chůze je pohybová činnost cyklického charakteru skládající se ze základních jednotek, které se cyklicky opakují, přičemž základní jednotkou chůze je chůzový cyklus. Chůzový cyklus je časový interval mezi úderem paty a opětovným úderem stejnostranné paty (Gage, 1991; Kirtley, 2006; Janura, 2014).

Chůzový cyklus lze rozdělit na dvě hlavní fáze: stojnou a švihovou. Stojná fáze je ta část cyklu, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou, kdežto švihová fáze je bezoporová část cyklu, kdy chodidlo v kontaktu s podložkou není. Při průměrné rychlosti chůze je poměr stojné (stance) a švihové (swing) fáze přibližně 60:40 (Rose & Gamble, 2006). Se zvyšující se rychlostí chůze dochází k prodloužení fáze švihové a ke zkrácení stojné (Gage, 1991; Rose & Gamble, 2006). Dvakrát během chůzového cyklu nastává fáze dvojí opory, kdy jsou obě končetiny v kontaktu s podložkou, při čemž každá z nich trvá asi 10 % cyklu (Janura 2014; Kirtley 2006).

Pro analýzu chůze a určení odchylek od modelu fyziologické chůze se stojná a švihová fáze dále dělí na jednotlivá období, ty se však u různých autorů mírně liší.

Vaughan (1992) používá při popisu chůze následující terminologii:

1. Kontakt paty (Heel strike)
2. Plný kontakt chodidla (Foot flat)
3. Mezistoj (Midstance)
4. Odvinutí paty (Heel off)
5. Odraz palce (Toe off)
6. Zrychlení (Acceleration)
7. Mezišvih (Midswing)
8. Zpomalení (Deceleration)

Whittle (2007) uvádí sedm fází chůzového cyklu, a to:

1. Počáteční kontakt
2. Odraz protějšího palce
3. Zdvih paty
4. Počáteční kontakt protějšího chodidla
5. Odraz palce
6. Míjení nohou
7. Vertikální postavení tibie

Perry a Burnfield (2010) dělí chůzový cyklus na tyto fáze (Obrázek 1):

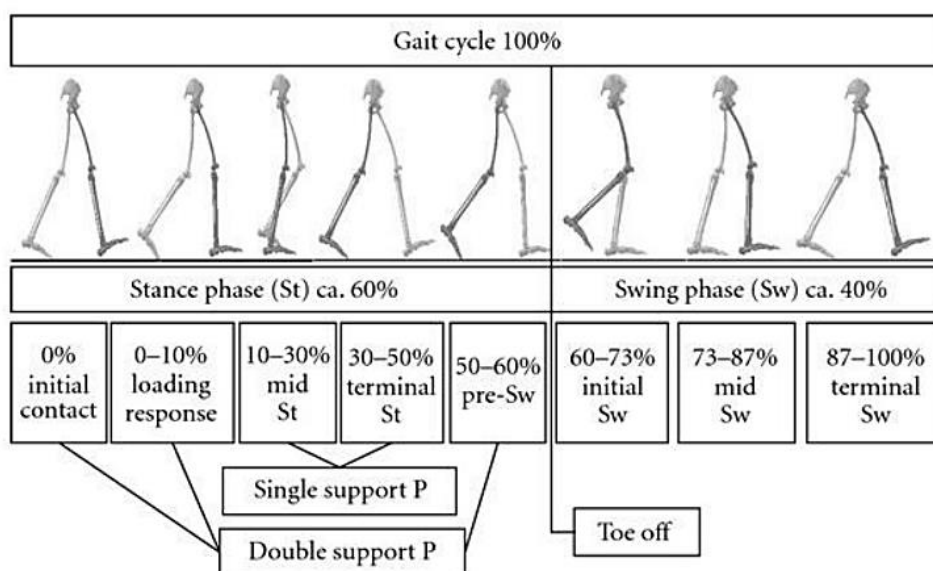
Stojná fáze:

1. Počáteční kontakt (Initial Contact 0 – 2 %)
2. Postupné zatěžování (Loading Response 0 – 10 %)
3. Mezistoj (Mid Stance 10 – 30 %)
4. Konečný stoj (Terminal Stance 30 – 50 %)
5. Předšvih (Pre – Swing 50 – 60 %)

Švihová fáze:

1. Počáteční švih (Initial Swing 60 – 73 %)
2. Mezišvih (Mid Swing 73 – 87 %)
3. Konečný švih (Terminal Swing 87 – 100 %)

Jednotlivé fáze budou dále podrobněji popsány.



Obrázek 1. Dělení chůzového cyklu dle Perry a Burnfield (2010), (Perry & Burnfield, 2010).



### **2.2.1 Počáteční kontakt (Initial Contact)**

Počátečním kontaktem je zahájena stojná fáze chůzového cyklu. U fyziologické chůze dochází k výraznému působení reakční síly mezi patou a podložkou (Whittle, 2007). Tato fáze bývá také nazývána úder paty (heel strike), ta se stává středem otáčení a dále kolem ní probíhá pohyb tibie a segmentů chodidla. Hlavní úlohou této fáze je absorpce nárazu s následným převzetím hmotnosti těla, dále pak udržení dynamické stability a zachování dopředné hybnosti (Janura, 2014, Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Během počátečního kontaktu je hlezenní kloub v mírné dorzální flexi či v neutrálním postavení. Díky pronaci zánoží v subtalárním kloubu dochází k supinaci předonoží v transversotarzálním kloubu, což umožňuje maximální přizpůsobivost nerovnému povrchu ovšem se zvýšením nároků na udržení stability. Kolenní kloub je těsně před počátečním kontaktem v maximální extenzi, při kontaktu paty s podložkou dochází k mírné flexi ( $2^\circ - 5^\circ$  flexe) sloužící k absorpci nárazů. Kyčelní kloub je ve flexi  $20^\circ - 30^\circ$ . Po kontaktu paty s podložkou dochází k maximální homolaterální rotaci pánve ( $5^\circ$  dopředu na stranu zatěžované dolní končetiny) a maximální rotaci horní části trupu kontralaterální strany, od které se odvíjí souhyby horních končetin (Janura, 2014; Rose & Gamble, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009). Druhostranná dolní končetina je na počátku Pre – Swing fáze. (Perry & Burnfield, 2010)

Svaly svou koordinovanou aktivitou umožňují plynulý pohyb a stabilizaci kloubů, zatímco je současně zpomalována setrvačnost těla. Uplatňují se především extenzory kyčelního kloubu, které řídí flekční moment vznikající reakční silou podložky. Ischiokrurální svaly excentricky brzdí hyperextenzi kolenního kloubu, regulují flekční moment těla a kyčelního kloubu (Gage, 1991; Rose & Gamble, 2006).

### **2.2.2 Postupné zatěžování (Loading Response)**

Postupné zatěžování je období mezi počátečním kontaktem a odrazem palce kontralaterální dolní končetiny, jedná se o fázi dvojí opory a trvá asi 10 % chůzového cyklu. Hlavním cílem tohoto období je adaptace na rostoucí zatížení, stabilizace pánve a zpomalení pohybu těla. Při fyziologické chůzi je kinetická energie těla absorbována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris při flexi v kolenním kloubu  $10 - 15^\circ$  (Rose & Gamble, 2006; Janura, 2014; Vařeka & Vařeková, 2009).

V Chopartově kloubu probíhá relativní supinace kolem longitudinální osy, k níž přispívají svaly brzdící pasivní plantární flexi. Chopartův kloub je nyní maximálně volný, což umožňuje optimální přizpůsobení plošky povrchu podložky. V hlezenním kloubu dochází

k pohybu bérce a nohy kolem fixované patní kosti (tzv.: první zhoupnutí nebo pivot paty). Excentrická kontrakce m. quadriceps femoris zpomaluje flexi kolenního kloubu a napomáhá absorpci nárazu při kontaktu plosky nohy s opěrnou plochou. Velikost flexe v kyčli se zmenšuje. Koncentrická kontrakce m. gluteus maximus zrychluje dopředný pohyb trupu přes kyčelní kloub. Excentrické působení m. gluteus medius zajišťuje stabilitu pánve ve frontální rovině, čímž minimalizuje kontralaterální pokles pánve. M. adductor magnus se podílí na vnitřní rotaci pánve na straně stojné končetiny. Trup se pohybuje laterálně nad stojnou končetinu, kontralaterální horní končetina se vrací z maximální flexe a homolaterální z maximální extenze v ramenních kloubech (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

### **2.2.3 Mezistoj (Mid Stance)**

Mezistoj začíná odrazem palce kontralaterální končetiny a končí zdvihem homolaterální paty. Jedná se o první část jednooporové fáze a zvyšují se tedy nároky na stabilitu. Cílem mezistoje je stabilizace kolenního kloubu a udržení těžiště nad opěrnou bází. Pro provedení pohybu je rozhodující zhoupnutí v hlezenním kloubu, které umožňuje posun dolní končetiny přes fixované chodidlo. Středem otáčení se nyní stává střed hlezenního kloubu. (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Pro přenos zatížení je nezbytná pevná páka, která vzniká uzamknutím Chopartova kloubu. Subtalární kloub je v supinaci, zatížení se přesouvá na laterální stranu chodidla, patní kost je v odlehčení a ve varozitě díky aktivitě m. soleus. Kontrakce m. triceps surae je zásadní pro stabilizaci tibie při tzv.: druhém zhoupnutí a zpomalení dorzální flexe, která je důležitá pro plynulé dokončení pohybu. Během této fáze je při fyziologické chůzi celá ploska nohy v kontaktu s podložkou. Flektovaný kolenní kloub je stabilizován koncentrickou kontrakcí m. vastus medialis a m. vastus lateralis, v této fázi má kolenní kloub funkci tlumiče či pružiny. Kyčelní kloub se dostává z flexe 20° do neutrální pozice. Zmenšuje se aktivita extenzorů kyčle a k dalšímu extenčnímu pohybu dochází díky setrvačným a tíhovým silám. Vnitřní rotátory kyčle pokračují ve stabilizaci pánve ve frontální rovině. Při fyziologické chůzi dochází k poklesu pánve na straně švihové dolní končetiny asi o 5°. Pánev rotuje zpět do neutrální pozice, také horní končetiny a trup se postupně vrací do střední pozice (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Rose & Gamble, 2006).

#### **2.2.4 Konečný stoj (Terminal Stance)**

Konečný stoj začíná zdvihem paty stojné dolní končetiny a končí dotykem kontralaterální paty s podložkou. Během tohoto období je tělo posouváno dopředu před fixované stojné chodidlo. Pohybem trupu vpřed vzniká moment síly způsobující dorzální flexi v hlezenním kloubu. Vektor reakční síly podložky se posouvá k hlavičkám metatarzů, čímž se zvyšuje nárok na aktivitu plantárních flexorů ještě před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny. Osa otáčení se přesouvá na přední část nohy. Trup se snižuje z nejvyššího bodu, kterého dosáhl ve fázi mezistoje (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Dopředný pohyb tibie je zpomalován excentrickou kontrakcí plantárních flexorů udržujících hlezenní kloub v mírné 10° dorziflexi. Během konečného stoje roste aktivita m. soleus za současné inverze v subtalárním kloubu, díky níž je zajištěna stabilita nohy uzamčením Chopartova kloubu. M. flexor hallucis longus stabilizuje I. metatarzofalangeální kloub a zlepšuje oporu palce, plantární fascie se napíná a přitahuje patní kost k předonoží. Díky koncentrické aktivitě plantárních flexorů hlezenního kloubu dochází k elevaci paty, a tím k posunu vektoru reakční síly před kolenní kloub. Po elevaci paty jsou v opoře jen metatarzofalangeální klouby, které tvoří tzv.: metatarzální zlom. V kolenním kloubu se zvětšuje flexe, dochází k zevní rotaci dolní končetiny, zánoží se dostává do větší supinace, neustále je nutná aktivita stabilizátorů kyčle a stabilizace pánve pomocí aktivity abduktorů kyčelního kloubu. Akcelerace pohybu je z více jak z 80 % zajištěna silou m. triceps surae. Pro brždění extenze v kyčelním kloubu je důležitá především excentrická kontrakce m. iliopsoas. M. gastrocnemius zabraňuje hyperextenzi v koleni a umožňuje zahájení následné flexe. Kyčelní kloub je asi v 20° extenzi, kolenní kloub v neutrální pozici nebo 5° flexi, hlezenní kloub v 10° plantární flexi. Pánev je v anteverzii a v 5° rotaci vzad a kontrarotace horní části trupu se zvětšuje (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

#### **2.2.5 Předšvih (Pre – Swing)**

Předšvih je posledním obdobím stojné fáze a druhým intervalem dvojí opory. Začíná počátečním kontaktem kontralaterální dolní končetiny a končí odrazem palcem homolaterální dolní končetiny. Během předšvihu je hmotnost těla přenášena na kontralaterální končetinu, vektor reakční síly podložky se posouvá za kolenní kloub a dohromady s kontrakcí m. triceps surae umožňuje flexi v kolenním kloubu (35° – 40°), která pomáhá odrazu palce a dopřednému pohybu končetiny (Perry & Burnfield, 2010; Janura, 2014; Rose & Gamble, 2006).

Subtalární kloub je v supinaci, Chopartův kloub je v relativní pronaci a hlezenní kloub je v maximální plantární flexi. Po odlehčení odrazové končetiny dochází k poklesu aktivity plantárních flexorů. Při přenosu hmotnosti na kontralaterální končetinu dochází k abdukci v kyčli na homolaterální straně, která je bržděna m. adductor longus. Excentrická aktivace m. rectus femoris ovlivňuje setrvačnost bérce, kontroluje a limituje flexi a rychlost pohybu kolenního kloubu, zatímco koncentrická aktivita dopomáhá flexi v kyčli. Dochází k zešíkmení a rotaci pánve, zvětšení flexe v kolenním kloubu a kyčelní kloub se dostává z extenze do neutrálního postavení. (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Rose & Gamble, 2006).

### **2.2.6 Počáteční švih (Initial Swing)**

Počáteční švih začíná v okamžiku, kdy noha opouští podložku a končí maximální flexí v kolenním kloubu, jedná se tedy o první třetinu švihové fáze. Během této fáze pokračuje dopředný pohyb homolaterální dolní končetiny, zvětšuje se flexe kyčelním a kolenním kloubu a dorzální flexe v hleznu. Je-li omezený nějaký z těchto pohybů, jsou uplatňovány kompenzační mechanismy jako nadměrný pohyb trupu, rotace pánve, nadměrná flexe v koleni aj. (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

V hlezenním kloubu dochází ihned po ukončení opory nohy k maximální plantární flexi. Koncentrická kontrakce m. tibialis anterior a m. flexor hallucis longus následně zvedá chodidlo do neutrální pozice. Hybnost stehna a aktivita m. biceps femoris jsou primární pro flexi v koleni. Při fyziologické chůzi je pohyb do flexe a extenze kolene během švihu pasivní tzv.: kyvadlový pohyb. Zrychlení dolní končetině udávají flexory kyčle uplatňující se na počátku švihové fáze (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

### **2.2.7 Mezišvih (Mid Swing)**

Mezišvih začíná v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu a končí, když se tibie dostává do vertikálního postavení. Během této fáze dochází k přechodu mezi zrychlením a zpomalením pohybu, pokračuje posun dolní končetiny vpřed a chodidlo není v kontaktu s podložkou. Pro pokračování pohybu je nezbytná flexe v kyčelním kloubu a dorzální flexe v hleznu (Whittle, 2007; Janura 2014; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Svalová aktivita mezi zrychlením a zpomalením pohybu je nízká. Pro udržení hlezenního kloubu v neutrální pozici je nutná aktivita m. tibialis anterior. Elevace nohy nad podložku je přibližně 1,5 cm, předonoží zůstává v mírné supinaci a v kolenním kloubu

začíná pasivní extenze. Na konci mezišvihů začínají být aktivní ischiokrurální svaly, které jsou nezbytné pro zahájení flexe kolene. Flexe kolenního kloubu závisí na flexi v kloubu kyčelním. Kyčelní kloub je ve flexi díky m. iliopsoas, addukci a vnitřní rotaci (Gage, 1991; Janura, 2014).

### **2.2.8 Konečný švih (Terminal Swing)**

Konečný švih je závěrečným obdobím švihové fáze, během níž se dolní končetina připravuje na kontakt s podložkou. Kontrakce m. tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení a zánoží v optimálním postavení nutném pro kontakt nohy s podložkou. Dopředný posun dolní končetiny a její příprava na stojnou fázi jsou dokončeny extenzí kolene díky m. quadriceps femoris. Excentrická kontrakce hamstringů brání hyperextenzi kolene a společně s m. gluteus maximus zpomalují pohyb stehna, tudíž snižují úhlovou rychlost v kyčli. Před koncem švihové fáze je v kolenním kloubu maximální extenze a je stabilizováno aktivitou hamstringů (Gage, 1991; Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010).

## **2.3 Analýza chůze**

Pro sledování a porovnávání parametrů chůze využíváme kvalitativní a kvantitativní analýzu pohybu člověka. Kvalitativní analýza popisuje a hodnotí pohyb bez měření konkrétních veličin. Pro přesné určení velikosti výstupních veličin se využívá kvantitativní analýza, její rozdělení je dáno charakterem měřených veličin. Kinetická (dynamická) analýza je založena na měření velikosti sil a jejich účinku, kdežto kinematická analýza se zabývá pohybem bez ohledu na jeho příčinu. Ze základních parametrů (dráha, úhel) a jejich závislosti na čase lze derivací odvodit další veličiny (Janura, 2014; Janura et al. 2012; Janura & Zahálka, 2004).

V klinické praxi využíváme pro hodnocení chůze nejčastěji prosté aspekce, která je prováděna přímo lékařem nebo fyzioterapeutem. Aspekci lze popsat rytmus chůze, délku a šířku kroku, pohyb švihové končetiny, postavení stojné končetiny, souhyby horních končetin, koordinaci pohybů při chůzi a symetrii chůze. Dále si všímáme rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech, odvíjení plosky, pohybu pánve a trupu. Nevýhodou aspekce je nemožnost přesně kvantifikovat výsledky a subjektivnost, která závisí mimo jiné i na zkušenostech a znalostech vyšetřujícího (Janura, 2014; Kolář et al, 2009).

Výsledky vyšetření chůze je vždy důležité spojit s dalšími vyšetřeními a anamnestickými údaji pacienta. Chůze je úzce spjata rovnováhou, jejíž vyšetření by mělo být součástí vyšetření chůze (Véle, 2006).

### **2.3.1 Časoprostorové parametry**

Jednou z možností analýzy chůze je hodnocení základních délkových a časových parametrů chůze. Tyto ukazatele bývají využívány při hodnocení efektu terapeutické intervence, při určení dynamické rovnováhy a při posouzení nastavení protetické pomůcky. Janura (2014) mezi časoprostorové parametry řadí rytmus (frekvence, kadence kroku), délku kroku, délku dvojkroku, šířku kroku a úhel chodidla (Janura, 2014; Rose & Gamble, 2006).

### **2.3.2 Kinematická analýza**

Mezi kinematické metody patří akceletometrie, goniometrie (elektrogoniometrie), stroboskopie, videografická vyšetřovací metoda, optoelektronické systémy (VICON) a další.

Videografickou metodou rozumíme takové postupy, při nichž je záznam pořizován digitální kamerou. Jejich využití se v laboratorních podmínkách snižuje, díky rozvoji nových metod, ale v terénních podmínkách je tato metoda stále nenahraditelná (Janura, 2014).

Optoelektronické systémy využívají pro určení souřadnic bodů optické senzory. Na určená místa lidského těla jsou připojeny aktivní nebo pasivní zdroje. Signál vysílaný nebo odrážený těmito zdroji je zpracováván přijímačem a v souřadném systému je určena poloha sledovaných bodů (Janura et al., 2012).

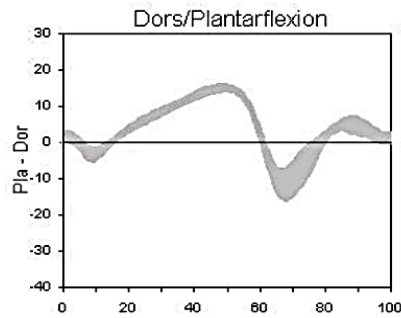
### **2.3.3 Kinematika kloubů DK a pánve při chůzi**

#### **2.3.3.1 Kinematika hlezenního kloubu**

Kinematika hlezenního kloubu je charakterizována tzv.: třemi zhoupnutími. Rozsah pohybu v hlezenním kloubu se při chůzi pohybuje mezi 20° až 35° v sagitální rovině. Při počátečním kontaktu je hlezenní kloub v neutrální pozici nebo mírné dorzální flexi a následně dochází k plantární flexi. Během mezistojce je v hlezenním kloubu dorzální flexe asi 10° a tibie se pohybuje vpřed. Před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny dochází k výrazné dorzální flexi asi 20° až 25°. V průběhu švihové fáze se hlezenní kloub pohybuje do dorzální flexe a jeho poloha se blíží neutrálnímu postavení. Na konci švihové fáze je kloub připravený na kontakt paty s podložkou v nulovém postavení. Dle Vařeky a Vařekové (2009) se ve fázi středního stoje dostává hlezenní kloub do neutrálního postavení s následnou krátkou plantární flexí (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007; Kapandji, 2010).

Pohyb v hlezenním kloubu neprobíhá čistě jako flexe a extenze v sagitální rovině, což je zapříčiněno tím, že je bimaleolární osa zešikmená. Pohyb nohy v sagitální rovině (Obrázek 2) je doplněn o pohyby v rovině frontální a transverzální. Průběh pohybu v hlezenním

kloubu je ovlivněn rychlostí provedení pohybu, přičemž se s rostoucí rychlostí rozsah pohybu zvyšuje (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Kapandji, 2010).



Obrázek 2. Kinematika hlezenního kloubu v sagitální rovině (Kranzl, 2011).

### 2.3.3.2 Kinematika kolenního kloubu

V kolenním kloubu je rozsah pohybu v sagitální rovině (Obrázek 3A) při chůzi 60° až 70°. Průběh pohybu je charakterizován dvěma zhoupnutími, tzn.: dvěma flekčními a extenčními maximy (Whittle, 2007). Před počátečním kontaktem se poloha v kolenním kloubu blíží plné extenzi. Během postupného zatížení a první poloviny středního stoje dochází k postupné flexi v kolenním kloubu, jedná se o první flekční vlnu, jejíž maximum se pohybuje kolem 20° flexe. Slouží k absorpci nárazu a k efektivnímu zkrácení délky končetiny. Tato flexe je kontrolována excentrickou aktivitou m. quadriceps femoris (Kirtley, 2006; Whittley 2007; Rose & Gamble, 2006).

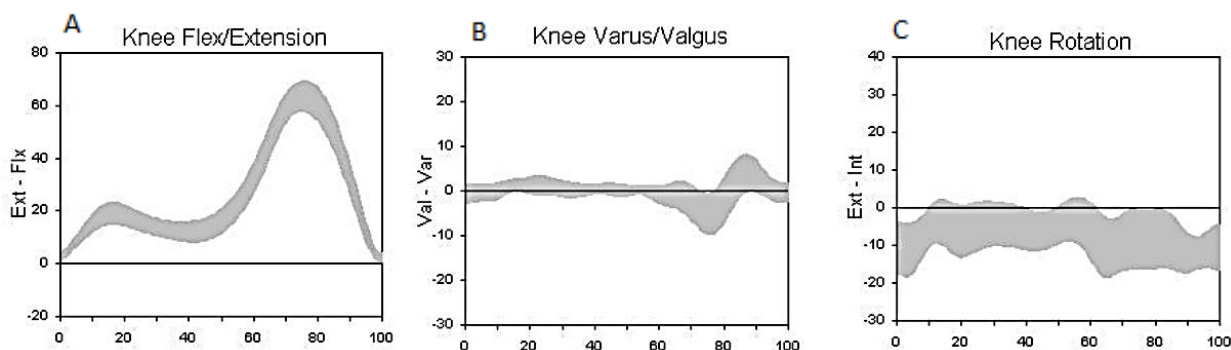
V druhé polovině středního stoje dochází k extenzi kolenního kloubu. V závěru jednooporové fáze, kdy se pata začíná zvedat od podložky, narůstá flexe v kolenním kloubu. Během počáteční švihové fáze dosahuje kolenní kloub druhého flekčního maxima. To je nezbytné pro úplné odlepení chodidla na počátku švihové fáze. Maximální flexe 50° až 60° v koleni nastává ve švihové fázi v okamžiku, kdy končetina mívá stejnou končetinu. Vlivem flexe se efektivně zkracuje dolní končetina, aby nedošlo k nežádoucím dřívějším kontaktům švihové končetiny s podložkou. V závěru chůzového cyklu nastupuje rychlá extenze, která dosahuje maxima těsně před dalším iniciálním kontaktem chodidla s podložkou. Tato extenze je provedena kombinací setrvačné síly složeného obráceného kyvadla stehna a bérce s aktivitou m. gluteus maximus, hamstringů a m. quadriceps femoris (Rose & Gamble 2006; Perry & Burnfield, 2010; Kapandji, 2010)

Ve frontální rovině (Obrázek 3B) je velikost výchylek minimální. Během chůze se však kolenní kloub pohybuje do abdukce i addukce. Maximální abdukce nastává při počátečním kontaktu a v následné fázi postupného zatěžování. Během švihové fáze dochází

k addukci asi  $8^\circ$ , kolenní kloub se vrací do neutrální polohy (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010; Kapandji, 2010).

V transverzální rovině (Obrázek 3C) je rotace tibie nezbytná pro odemykání a uzamykání kolenního kloubu. Bérec je spojen s pevnou nohou a šikmo orientovaným subtalárním kloubem. Pronace zánoží je spojena s vnitřní rotací bérce, zatímco supinace s jeho zevní rotací. Při iniciálním kontaktu nohy s podložkou je tibia v neutrální rotaci a noha je v supinaci. Ve fázi zatěžování jde noha do pronace, aby se přizpůsobila povrchu, a tím narůstá vnitřní rotace tibie. Maxima vnitřní rotace bérce je dosaženo na konci fáze zatěžování. V konečném stoji je tibia ve vnější rotaci (Rose & Gamble, 2006; Kapandji, 2010; Janura, 2014)

Během fáze předšvih, kdy dochází k odemčení kolene a k flexi v kolenním kloubu, dochází k vnitřní rotaci tibie. Ta pokračuje i ve fázi počátečního švihu. V průběhu fáze konečného švihu je kolenní kloub v extenzi a tibia je rotována zevně (Janura, 2014; Kirtley, 2006).



Obrázek 3. Kinematika kolenního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině (Kranzl, 2011).

### 2.3.3.3 Kinematika kyčelního kloubu

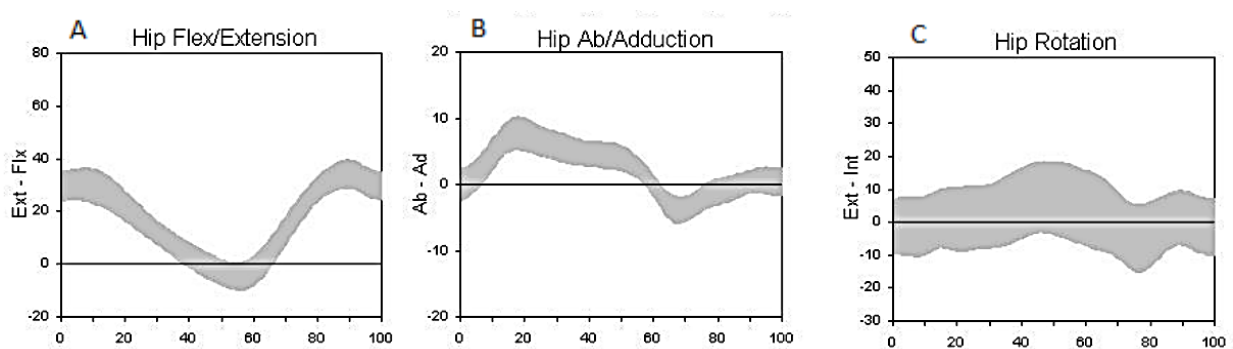
Rozsahy pohybu kyčelního kloubu během chůze jsou v sagitální rovině  $40^\circ$ , ve frontální rovině  $10^\circ$  a v rovině transverzální  $12^\circ$  (Janura, 2014).

Pohyby v sagitální rovině (Obrázek 4A) jsou relativně jednoduché (jedno zhoupnutí) a mohou být znázorněny pomocí sinusoidy, která jde z flexe v počátečním kontaktu do extenze v kontralaterálním počátečním kontaktu a zpět do flexe během švihové fáze. Maximální flexe v kyčelním kloubu tj.:  $30^\circ$  až  $35^\circ$  a nastává ve fázi konečného švihu, těsně před iniciálním kontaktem však následuje mírná extenze v kyčelním kloubu. Maximální extenze v kyčli tj.:  $10^\circ$  až  $20^\circ$  a dochází k ní v závěru konečného stoje. Následně je při předšvih zahájena flexe v kyčelním kloubu (Janura, 2014; Rose & Gamble, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Kapandji, 2010).



Ve frontální rovině (Obrázek 4B) je při iniciálním kontaktu kyčelní kloub v neutrální poloze (Janura, 2014). Perry a Burnfield (2010) uvádí addukci v kyčelním kloubu asi  $10^\circ$ , která je způsobena anatomickým postavením femuru a tibie. Dále se addukce objevuje v mezistoji a svého maxima dosahuje až v 80 % stojné fáze. Po odrazu palce nastává mírná abdukce kyčle a v průběhu švihové fáze se kyčelní kloub vrací do neutrální polohy (Janura, 2014; Perry & Burnfield, 2010).

V transverzální rovině (Obrázek 4C) je při počátečním kontaktu kyčelní kloub v neutrální pozici. Ta se postupně mění ve vnitřní rotaci, která se stále zvětšuje až do ukončení odrazu. Vrchol vnitřní rotace kyčelního kloubu vidíme na konci fáze postupného zatěžování. Maximální zevní rotace se objevuje na začátku počátečního švihu (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 4. Kinematika kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině (Kranzl, 2011).

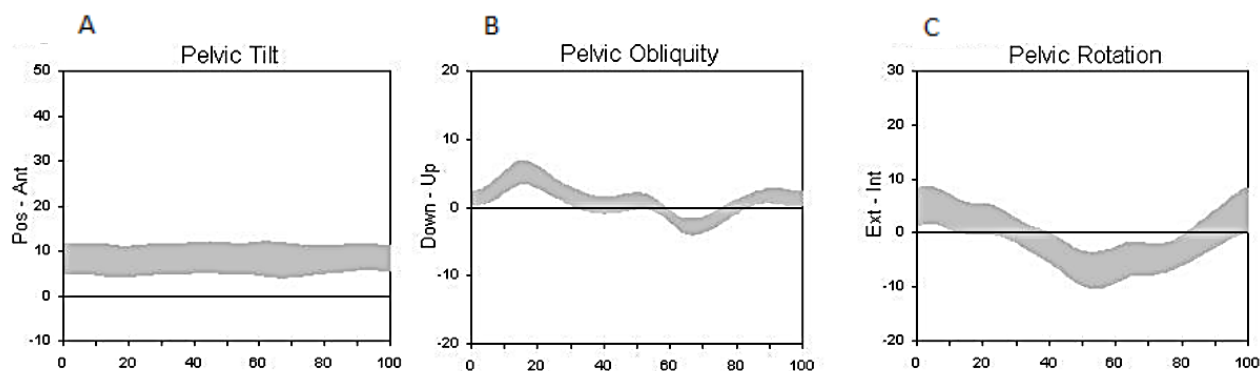
#### 2.3.3.4 Kinematika pánve

Při chůzi dochází k pohybu pánve ve všech třech anatomických rovinách (Obrázek 5).

V sagitální rovině dochází k rotaci kolem mediolaterální osy tj.: k náklonu (Obrázek 5A). V průběhu jednoopporové fáze se zvyšuje antevertze pánve a maxima nabývá v konečném stoji a konečném švihu. Minimálních hodnot dosahuje ve fázi postupného zatížení a fázi předšvihu při vytvoření dvojí opory (Janura, 2014).

Úklon pánve je pohyb pánve ve frontální rovině (Obrázek 5B). Tento úklon redukuje vertikální pohyb trupu, čímž má vliv na snížení energetické náročnosti chůze. Během fáze zatěžování dochází k přenesení hmotnosti na homolaterální končetinu, kyčelní kloub je k relativní addukci, na straně odlehčené kontralaterální končetiny dochází k poklesu pánve. Ve fázi mezistojie se pánev vrací do neutrální polohy a při předšvihu pánev klesá na švihové homolaterální končetině. Velikost úklonu pánve je v rozsahu kolem  $5^\circ$  na každou stranu (Janura, 2014).

V rovině transverzální (Obrázek 5C) dochází k rotaci pánve. Při počátečním kontaktu je pánev v maximální dopředné rotaci cca 5°. V první polovině mezistoje se pánev vrací do neutrální polohy. Dále dochází k rotaci pánve vzad, přičemž svého maxima (5°) dosahuje ve fázi konečného stoje (Rose & Gamble, 2006; Perry & Burnfield, 2010). Nedostatečná rotace pánve je kompenzovaná zvětšením rozsahu pohybu v kyčelních kloubech v sagitální rovině a zvětšením úklonu pánve (Janura, 2014).



Obrázek 5. Kinematika pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině (Kranzl, 2011).

### 2.3.3.5 Pohyb těžiště těla v průběhu chůze

Těžiště těla je působištěm tíhové síly a fyziologicky se u člověka v anatomickém postavení nachází v malé pánvi v úrovni druhého, popř. třetího, sakrálního obratle asi 4 – 6 cm před promontoriem (Janura, 2014).

Při fyziologické chůzi opisuje těžiště trajektorii ve tvaru sinusoidy v sagitální i transverzální rovině. Celkový rozsah vertikálního posunu těžiště je asi 5 cm. V maximální výšce se těžiště nachází přibližně ve středu mezistoje. Těžiště klesá ke své nejnižší poloze v průběhu dvojí opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou. Pohyb lidského těla během chůze bývá často označován jako pohyb obráceného kyvadla s těžištěm klesajícím během fáze dvojí opory a stoupajícím během jednooporové fáze (Janura, 2014; Kapandji, 2010). Velikost vertikální výchylky je ovlivněna pohybem jednotlivých segmentů a koordinovaným načasováním pohybu v kloubech v rámci kinematických řetězců (Janura, 2014; Whittle, 2007).

Gross, Fetto a Rosen (2005) uvádí pět faktorů podílejících se na zmenšení vertikální výchylky a laterálního pohybu těžiště, a to anteverzii pánve, rotaci pánve, flexi v kolenním kloubu na začátku stojné fáze, plantární flexi na začátku stojné fáze, plantární flexi v konečné fázi chůzového cyklu a zúžení báze chůze.

Vertikální výchylka těžiště ovlivňuje také rychlost chůze v průběhu chůzového cyklu. S nejnižší polohou těžiště souvisí nejvyšší rychlost, zatímco pro nejmenší rychlost v rámci chůzového cyklu je typická pozice těžiště v nejvyšším bodě (Janura, 2014; Rose & Gamble, 2006).

Pro pohyb těžiště v transversální rovině je také typická trajektorie tvaru sinusoidy, ale jedná se o mediolaterální výchylku. Její perioda má dvojnásobnou velikost v porovnání s výchylkou těžiště ve vertikále. Maximální velikost laterální výchylky je na konci mezistoje, poté se těžiště vrací do původní polohy a dále pohyb pokračuje ve směru švihové dolní končetiny. Dále Janura (2014) uvádí pohyb těžiště v anteroposteriorním směru, kdy je tvar a časování jednotlivých změn podobné jako pro trajektorii vertikálního pohybu těžiště. Velikost výchylek pro anteroposteriorní pohyb je však menší. Tyto pohyby jsou relativní, jelikož při chůzi se těžiště pohybuje vždy vpřed (Janura, 2014; Kirtley, 2006).

## **2.4 Kolenní kloub**

Kolenní kloub je nejsložitějším a největším kloubem lidského těla. Skládá se z artikulujících kostí (femur, tibie, patela), menisků, vazů a svalů. Pro svoje umístění mezi dvě největší ramena páky v lidském těle (femur a tibie) a svou složitou stabilizaci ligamentózním aparátem je jedním z nejčastěji poraněných kloubů (Dungl, 2014; Magee, 2002).

### **2.4.1 Anatomie kolenního kloubu**

Kolenní kloub se skládá z femorotibiálního a femoropatelního kloubu. Kloubní hlavicí femorotibiálního kloubu tvoří kondyly femuru a jako kloubní jamky fungují kloubní plochy tibie spolu s menisky. Mediální plató tibie je konkávní a kondyl femuru do něj zapadá, kdežto laterální plató je konvexní, tudíž více inkongruentní. Pro zlepšení této kongruence jsou mezi femurem a tibií vazivové menisky připojené k tibií. Mediální meniskus je tvaru písmene „C“ a je pevně připojen ve své přední a zadní části k tibií, při pohybu z extenze do flexe se pohybuje o cca 2 mm. Laterální meniskus je spíše tvaru písmene „O“ a není tak pevně připojen k tibií, jeho pohyb je okolo 10 mm při flexi, tudíž není tolik náchylný k poškození. Oba menisky jsou na průřezu trojúhelníkového tvaru silnějším periferně a snižující se centrálně (Magee, 2002; Dungl, 2014; Čihák et al., 2001; Nýdrle & Veselá, 1992).

Kontakt mezi kondyly femuru a tibie je prakticky v horizontální rovině. Tibie při stožení míří vertikálně k podložce, zatímco femur je od vertikály fyziologicky odkloněn, takže svírá s osou tibie zevně otevřený úhel, tj.: fyziologický abdukční úhel o velikosti  $170^{\circ} - 175^{\circ}$ . U žen

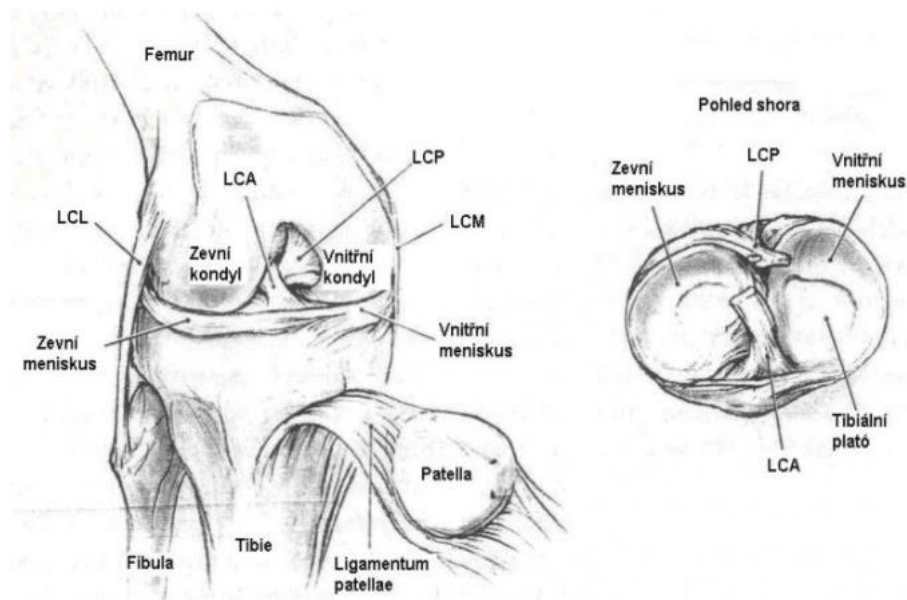
je fyziologicky abdukční úhel o 5° menší pro větší šířku pánve. V klinické praxi se používá tzv.: Q – úhel, což je úhel (fyziologicky 10 – 15°), který svírá osa tahu m. quadriceps femoris a osa ligamentum patellae (Čihák et al., 2001; Magee, 2002).

Další částí kolenního kloubu je femoropatelní kloub se styčnými plochami facies articularis patellae a facies patellaris femoris (Čihák et al., 2001). Patela je největší sezamskou kůstkou v lidském těle, je zavzata v distálním úponu m. quadriceps femoris a zlepšuje jeho efektivitu. Magee (2002) popisuje jako další součást kolenního kloubu superiorní tibiofibulární kloub, jehož hypomobilita způsobuje bolestivost kolene. Navíc u 10 % populace kloubní pouzdro superiorního tibiofibulárního kloubu přímo navazuje na kloub tibiofemorální (Magee, 2002).

#### **2.4.2 Stabilizace kolenního kloubu**

Stabilizaci kolenního kloubu zajišťuje několik struktur, a to tvar kloubních ploch femuru a tibie, statické a dynamické stabilizátory. Mezi statické stabilizátory řadíme ligamenta cruciata anterius et posterius, ligamenta collateralia mediale et laterale, mediální a laterální meniskus, ligamentum popliteum arcuatum, posteromediální, posterolaterální a posteriorní část kloubního pouzdra (Obrázek 6). Jejich hlavní stabilizační funkce spočívá v jejich mechanické pevnosti. Za dynamické stabilizátory považují Nýdrle a Veselá (1992) extenzorový aparát, svaly upínající se do pes anserinus, caput mediale et laterale mm. gastrocnemii, tractus iliotibialis, m. biceps femoris a m. popliteus, jejichž stabilizační efekt závisí na jejich tonu a vzájemné koordinaci (Nýdrle & Veselá, 1992).

Dle Dugla (2014) a Trnavského et al. (2006) ligamenta kolenního kloubu společně s kloubními plochami rozhodují o kinematice kloubu a zajišťují jeho pasivní stabilitu, kdežto svaly v okolí kolenního kloubu jsou zodpovědné za aktivní pohyb v kloubu a jsou jeho aktivními stabilizátory. Ligamenta kontrolují vzájemný pohyb femuru a tibie, děje-li se pohyb ve směru jejich vláken a jejich kolagenní struktura jim dává schopnost odolávat tahovým silám působícím v podélné ose. Ligamentum cruciatum anterius je primárním stabilizátorem tibie proti přední translaci a sekundárním stabilizátorem proti rotaci tibie, hyperextenzi kolene a proti varózního a valgózního stresu. Největšímu zatížení je LCA vystaven při síle působící na tibií ventrálně kombinovanou s vnitřně rotační silou při téměř plné extenzi kolenního kloubu. Zatížení LCA také narůstá, když společně s ventralizující silou dochází k valgotizaci kolenního kloubu (Nýdrle & Veselá, 1992; Magee, 2002).



Obrázek 6. Anatomie kolenního kloubu (Solomon et al., 2001).

### 2.4.3 Propriocepce kolenního kloubu

Kinematika kolenního kloubu závisí na mechanické stabilitě a interakci mezi centrální nervovou soustavou (CNS) a kloubem. Receptory v kloubu, kůži a svalech poskytují informace o pohybu a poloze kolenního kloubu, jsou důležité pro jeho svalovou kontrolu, koordinaci pohybu a zprostředkovávají aferentní vstup z periferie do CNS. Mezi tyto receptory patří mechanoreceptory (Ruffiniho, Vater – Paciniho tělíška), proprioreceptory (Golgiho šlachová tělíška) a volná nervová zakončení zastoupené v kůži, v muskulotendinózních strukturách, uvnitř kostí, kloubním pouzdru, kloubních ligamentech, synoviální membráně obklopující vazy a blízkosti úponů vazů na tibiai a femur (Fremerey et al., 2000).

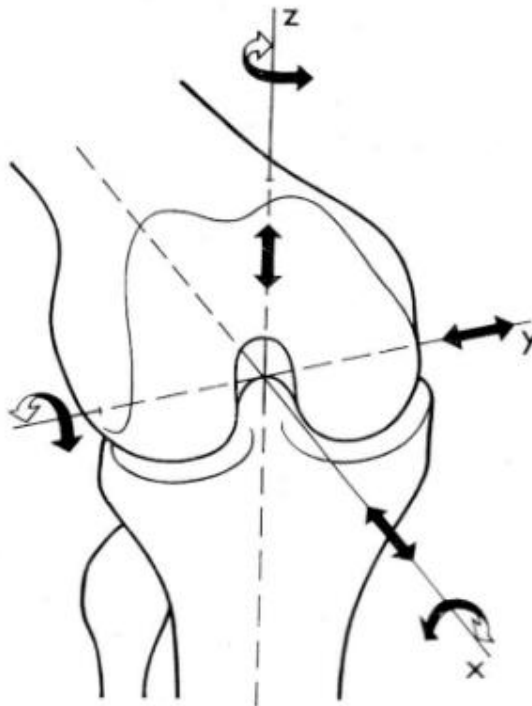
Poraněním kloubního pouzdra a ligamentózních struktur kolenního kloubu dochází ke kloubní deafferentaci, a tím ke změnám kinestézie a statestézie. Například objem LCA je tvořen z 1 až 2 % mechanoreceptory, proto je při jeho ruptuře propriocepce kloubu výrazně snížena, a to jak na zraněné, tak nepostížené končetině (Fremerey et al, 2000).

U pacientů s lézí LCA a poraněním dalších měkkých tkání kolenního kloubu jsou prokázány poruchy koordinace a časování stabilizačních svalů, narušení vzorců aktivace, zpomalení reakčních časů, pomalejší dosažení optimálního momentu síly a narušení anticipačních mechanismů. Tyto poruchy se vyskytují i na druhostranné nepostížené končetině, taktéž dochází ke změně vnímání tělového a dynamického pohybového schématu. Narušení struktur měkkého kolene se projeví v poruše propriocepce a dále zhoršuje kontrolu dynamické stabilizace kloubu, tudíž je mezi stavem měkkých tkání a propriocepčí obousměrný vztah. Poruchy senzorky mají za následek zhoršenou signalizaci přetížení kloubu, a tím zvyšují riziko

zranění kolene. U osob s poškozeným LCA a po jeho operační rekonstrukci je prokázáno snížení multimodální aferentace až o 70 procent (Mayer & Smékal, 2004).

#### 2.4.4 Biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub teoreticky umožňuje šest pohybů ve třech anatomických rovinách (Obrázek 7), a to tři rotační (flexe/extenze, abdukce/addukce, vnitřní/zevní rotace) a tři translační (přední/zadní translace, mediální/ laterální translace, komprese/distrakce). Základním pohybem je pohyb v sagitální rovině do flexe a extenze v rozsahu  $120^{\circ}$ –  $160^{\circ}$ . Osa pohybu se nachází ve frontální rovině a prochází horizontálně kondyly femuru. V porovnání s ostatními pohyby v kolenním kloubu je rozsah pohybu tak velký, že je často považován za jediný. Aktivně lze fyziologicky provést flexi v rozsahu  $140^{\circ}$  s flektovanou kyčlí, je-li kyčel extendovaná lze provést  $120^{\circ}$  flexe. Pasivně lze dotáhnout až do  $160^{\circ}$ , závisí však na stavu kolenního kloubu, mase svalů na sebe naléhajících a zkrácení m. rectus femoris. Extenzi kolenního kloubu provádí m. quadriceps femoris, flexi provádí hamstringy a svaly upínající se do pes anserinus (Nýdrle & Veselá, 1992; Kapandji, 2010).



Obrázek 7: Osy pohybů v kolenním kloubu (Čech et al., 1986).

Při pohybech v sagitální rovině jsou přítomny souhyby v ostatních rovinách. Počáteční flexe ( $5^{\circ}$  –  $30^{\circ}$ ) je spojena s vnitřní rotací tibie. Osa rotace jde z hlavičky femuru do středu laterálního kondylu, takže laterální kondyl rotuje, mediální kondyl se posouvá. Počáteční vnitřní rotací se uvolňuje LCA a dochází k odemčení kolene. Naopak terminální

extenze je spjata s lehkou zevní rotací tibie a dochází tak k uzamčení kolenního kloubu, přičemž jsou všechny stabilizační struktury napjaty a kloub je maximálně stabilní. Dále se kondyly femuru a tibie pohybují vůči sobě v kombinaci valivého a posuvného pohybu. Následný valivý pohyb probíhá v meniskofemorálních kloubech, kdy femur se valí po plochách tvořených tibií a menisky směrem dozadu. Konečná fáze flexe je spojena s posuvným pohybem v meniskotibiálním skloubení (Čihák et al., 2001; Kapandji, 2010).

Středním postavením kolenního kloubu je  $20^\circ - 30^\circ$  flexe, kdežto základním postavením je plná extenze. Fyziologicky je ze základního postavení možná další extenze  $5^\circ - 10^\circ$ , je-li větší jedná se o tzv. hyperextenzi. Tato hyperextenze může být způsobena hypermobilitou jedince, dysbalancí svalů, poraněním vazivového aparátu či nervosvalovým onemocněním (Kolář et al., 2009; Kapandji, 2010).

Pohyby v transversální rovině označujeme jako rotace sdružené a samostatné. Sdružené rotace se zejména uplatňují v krajních polohách pohybu v sagitální rovině. Vnitřní a zevní rotace řadíme mezi rotace samostatné, jejich provedení je závislé na flexi kolenního kloubu a stavu zkřížených vazů. Rotace probíhají především v meniskotibiálním skloubení za současného pohybu menisků (laterální meniskus má větší rozsah pohybu asi 12 mm, mediální má rozsah asi 6 mm a je tak více ohrožen). Maximální rotace lze dosáhnout při flexi  $90^\circ$ , a to  $40^\circ$  zevní rotace a  $30^\circ$  vnitřní rotace. Nad  $90^\circ$  flexe možnost vnitřní a zevní rotace klesá, především kvůli napětí měkkých tkání a nulová je při extendovaném koleni. (Čihák et al., 2001; Kapandji, 2010; Kolář et al., 2009).

Pohyby ve frontální rovině jsou abdukce a addukce, dle Kapandji (2010) se jedná o pohyb do valgozity a varozity. Fyziologicky je femur díky šířce pánve odkloněn od vertikály, a tak s tibií svírá zevně otevřený úhel, tj. fyziologický abdukční úhel o velikosti  $170 - 175^\circ$ , přičemž u žen je asi o  $5^\circ$  větší než u mužů. Pohyby ve frontální rovině jsou opět závislé na velikosti flexe v kolenním kloubu. Plná extenze nedovoluje žádný pohyb v rovině frontální, při flexi kolene  $30^\circ$  je rozsah pohybu do abdukce a addukce maximální a při další flexi se rozsah pohybu ve frontální rovině zmenšuje vlivem napětí měkkých tkání. Rozsah těchto pohybů je asi okolo  $5^\circ$  a je závislý mimo jiné na stavu kolaterálních ligament (Čihák et al., 2001; Magee, 2002; Kapandji, 2010).

Rozsah pohybu v kolenním kloubu při chůzi je v sagitální rovině asi  $70^\circ$ . Při počátečním kontaktu a na konci fáze kroku je téměř plná extenze (flexe  $2^\circ - 4^\circ$ ) a maximální flexe  $65^\circ$  je uprostřed fáze švihů. Pohyb v transversální rovině se dle různých autorů liší ( $8, 6^\circ$  až  $13, 3^\circ$ ). Rozsah pohybu v rovině frontální je asi  $11^\circ$  (Kapandji, 2010).

## 2.5 Přední zkřížený vaz (ligamentum cruciatum anterius, LCA)

Přední křížový vaz (ligamentum cruciatum anterius, LCA) je jednou z nejstudovanějších struktur myoskeletálního systému člověka, a to díky své stabilizační funkci, proprioceptivní funkci a častému poranění. LCA je důležitým stabilizátorem kolenního kloubu, kdy napomáhá ventrodorzální, mediolaterální a rotační stabilitě (Kapandji, 2010).

### 2.5.1 Anatomie předního zkříženého vazů

LCA vychází z mediální plochy laterálního kondylu femuru do area intercondylaris anterior tibie. LCA je obklopen vrstvou synoviální membrány a je umístěn v těsné blízkosti kloubního pouzdra, přičemž Kapandji (2010) ho považuje za jeho zesílení a nedílnou součást. Přední zkřížený vaz se skládá ze tří částí, a to anteromediální, intermediální a posterolaterální, které popisujeme vzhledem k jejich úponu na tibií, orientaci a napětí vláken během pohybu do flexe a extenze. Intermediální svazek je oproti ostatním svazkům velmi malý a anatomicky i biomechanicky velmi podobný anteromediálnímu, tudíž ho mnozí z autorů funkčně přiřazují k anteromediálnímu svazku. Dle Harta a Štipčáka (2010) lze pozorovat formování LCA již kolem 8. týdne embryonálního vývoje a rozlišení na svazky je patrné kolem 16. týdne (Magee, 2002; Kapandji, 2010; Hart & Štipčák, 2010; Starman et al., in Prodromos, 2008).

Na strukturální úrovni je LCA tvořen podélně orientovanými kolagenními vlákny o průměru 20 – 70  $\mu\text{m}$ . Kolagenní vlákna se sdružují a vytváří fascikuly obalené epitonem, celý LCA je dále obalen synoviální řasou, která vychází z dorzální strany interkondylického prostoru a končí u tibiálního úponu LCA. Tudíž je LCA ligamentum intraartikulární, ale extrasynoviální. Cévně je LCA zásoben z a. genicularis media, vycházející z a. poplitea. Větvky této arterie tvoří periligamentózní plexus v synovii vazů. Při poranění LCA je právě tento plexus hlavní příčinou hemartrosu. Inervaci vazů zajišťuje n. articularis posterior vycházející z n. tibialis ve fossa poplitea, obtáčí se kolem arteria a vena poplitea a vytváří popliteální plexus. Spolu s mechanoreceptory a proprioceptory má tento plexus zásadní význam pro kontrolu propriocepce a tonu svalů v okolí kloubu (Hart & Štipčák, 2010).

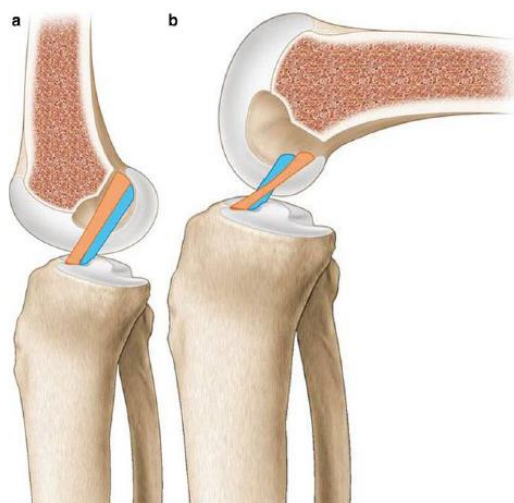
LCA je jediným zcela intraartikulárním ligamentem kolenního kloubu, který nemá žádný kapsulární úpon. Místo úponu vazů na laterální kondylu femuru je nepravidelně oválného tvaru s plochou průměrně 113  $\text{mm}^2$ , s průřezem ve střední části 44  $\text{mm}^2$  a až trojnásobně větším v místě úponu. Celková délka LCA je přibližně 3,1 – 3,8 cm a při fyziologickém pohybu se mění (Hart & Štipčák, 2010; Starman et al. in Prodromos, 2008).



## 2.5.2 Biomechanika LCA

Anteromediální svazek je nejdelší, jde nejvíce anteriorně ze všech svazků, zajišťuje především předozadní stabilitu a je nejnáchylnější ke zranění. V rozsahu  $0 - 30^\circ$  flexe se zkracuje, od  $30 - 120^\circ$  dochází k jeho postupné prolongaci. Posterolaterální svazek je umístěn distálněji, je důležitý pro stabilitu rotační a při jeho poranění můžeme sledovat pozitivní příznak hyperextenze. Posterolaterální svazek je nejvíce protažen v plné extenzi kolenního kloubu a postupně se zkracuje s flexí, navíc se napíná během vnitřní a zevní rotace kolenního kloubu. LCA je zodpovědný až za 85 % stability plně zatíženého kolenního kloubu ve  $30^\circ$  flexi (Hart & Štipčák, 2010; Kapandji, 2010).

Během pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině se jednotlivé části LCA kolem sebe vzájemně obtáčí, a to díky svému anatomickému průběhu (Obrázek 8). Při plně extendovaném kolenním kloubu jsou femorální inserce svazků umístěny vertikálně nad sebou a jejich průběh je navzájem paralelní. Při flexi  $90^\circ$  v kolenním kloubu, dochází kvůli změně postavení femuru k rotaci femorální inserce anteromediální části LCA posteriorně a inferiorně, zatímco inserce posterolaterální části LCA rotuje anteriorně a superiorně, tudíž femorální inserce leží horizontálně vedle sebe. Během pohybu kolenního kloubu dochází k obtočení svazků kolem sebe navzájem, tím se mění délka svazků, což vede ke změně napětí jednotlivých částí i celého LCA. Posterolaterální část LCA vykazuje nejvyšší napětí v nízkých stupních flexe, zatímco anteromediální část je v extenzi relaxována a dosahuje maximálního napětí okolo  $60^\circ$  flexe kolenního kloubu. Celkově LCA je odolné vůči translaci nejvíce mezi  $0^\circ - 30^\circ$  (s maximem v  $15^\circ$ ) flexe a nejméně mezi  $60^\circ - 90^\circ$  (s minimem v  $90^\circ$ ), roste při vnitřní rotaci a jako celek je nejvíce napnut při extenzi kolenního kloubu, čímž brání hyperextenzi. Díky schopnosti dynamické změny polohy jednotlivých částí LCA během flexe kolenního kloubu, má LCA komplexní roli ve stabilizaci kolenního kloubu (Kapandji, 2010; Starman et al. in Prodromos 2008; Dylevský 2009). Podle Dylevského (2009) je hlavní úlohou LCA redukce rotačních pohybů. AM i PL svazek přispívají k rotační stabilitě, a to hlavně v úhlech  $15^\circ$  a  $30^\circ$  flexe, PL svazek se na této funkci podílí o poznání více než AM (Starman et al. in Prodromos 2008).



Obrázek 8. Inzerce svazků LCA při pohybu do flexe (Bicer et al., 2010).

### 2.5.3 Patologie LCA

Poranění ligament lze klasifikovat na tři stupně, a to distenzi, parciální rupturu a kompletní rupturu. Při poškození LCA jako hlavního pasivního stabilizátoru kolene dochází k narušení stability kloubu a možnosti rychlejší progresse degenerativních změn. Distenze vazů je stav, kdy tahem dojde k jeho protažení a kontinuita vazů jako celku není porušena, mohou být přítomny ojedinělé mikroruptury jednotlivých vláken vazů. U parciální ruptury je přetrženo více vláken vazů, může být přítomna lehká změna biomechaniky kolenního kloubu a náznak jeho nestability. U kompletní ruptury dochází k úplnému přerušení kontinuity vazů a klinicky vede ke vzniku instability kolenního kloubu. Dle Harta a Štipčáka (2010) může být ligamentum přetrženo úplně, a přesto může být zachován kontakt mezi přetrženými vlákny, proto je pro definici totální ruptury rozhodující ztráta jeho funkce, a nikoliv jeho vlastní kontinuita (Hart & Štipčák, 2010).

Hughston (1976, in Hart & Štipčák, 2010) popisuje nestability kolenního kloubu podle směru posunu tibie a strukturálního deficitu. Jeho klasifikace je založena na principu rotace kolenního kloubu kolem středové osy zadního zkříženého vazů, jelikož všechny rotační instability vykazují subluxaci kolem intaktního ligamentum cruciatum posterior (LCP). Dojde-li k poranění LCP současně s LCA, je instabilita klasifikována jako přímá nikoli rotační se subluxací kolem intaktního mediálního nebo laterálního kolaterálního vazů. Rotační instability kolenního kloubu dle Hughstona zahrnují anteromediální, anterolaterální, posterolaterální, posteromediální a kombinované nestability. Přičemž LCA je porušen u předních, posteromediální a kombinované instability.

Další klasifikace poranění ligament kolenního kloubu je model rotační nestability dle Noyese a Grooda (1988, in Hart & Štipčák, 2010). Na základě znalosti jasně definovaných abnormalit, patologií, a biomechaniky vyvinuly Noyes a Grood (1988, in Hart & Štipčák, 2010) tzv.: *nárazníkový model kolenního kloubu*. „Nárazníky“ nepředstavují přesně jednotlivé ligamentózní struktury, ale reprezentují omezení pohybu tibie dané současným působením ligament, menisků a kapsulárních struktur. Klinicky jsou známy tři typy přední subluxe tibie, které mohou nastat po ruptuře LCA. Noyes a Grood (1988, in Hart & Štipčák, 2010) doporučují testovat anteriorní subluxaci tibie pomocí přední zásuvky a Lachmanova testu v neutrálním postavení pro zjištění patologie LCA, až posléze ve vnitřní a zevní rotaci pro stanovení maximálního posunu v laterálním a mediálním tibiofemorálním kompartmentu s cílem získat informace o laxitě extraartikulárních ligamentózních stabilizátorů. Do dotazníku je dále zaznamenáván stupeň poškození každé struktury; do prvního stupně řadí parciální postižení s neporušenou funkcí, stupeň dva znamená parciální poškození s poruchou funkce a třetí stupeň kompletní poškození s nefunkční strukturou. Konečná diagnóza ligamentózního deficitu je stanovena podle stavu jednotlivých anatomických struktur. Při parciální ruptuře dále zjišťujeme funkční kapacitu ligament, diagnostika subluxe je důležitá pro stanovení prognózy poranění. Při manuálním hodnocení je diagnostika zatížena chybou ve smyslu subjektivního hodnocení. Moderní diagnostická zařízení by měla přispět ke zpřesnění vyšetření a detailnímu popisu jednotlivých tkání (Hart & Štipčák, 2010).

#### **2.5.4 Ruptura LCA**

Ruptura je jedním z nejčastějších poranění kolenního kloubu u mladé. Tento vaz bývá nejčastěji ze všech kolenních vazů přetržen úplně. Ruptury LCA jsou nejčastější u sportující populace a jeho izolované ruptury tvoří až polovinu všech ligamentózních poranění kolenního kloubu. Dle Harta a Štipčáka (2010) je výskyt ruptury LCA ve světě 1/3000 obyvatel za rok, z toho až 70 % poranění vznikne během sportovní aktivity.

Anamnesticky dochází k ruptuře LCA těžší distorzí rotačně valgózním či hyperextenčním mechanismem. Pacienti popisují lupnutí v koleni doprovázené prudkou bolestí, nemožností došlápnout na končetinu a reflexní kontrakturou stehenního svalstva držící koleno v semiflexi. Bezprostředně po úrazu se objevuje náplň a otok kolene. V terapii následuje imobilizace ortézou a odlehčování končetiny. Pokud nejsou přítomny další poranění kolenního kloubu odezní akutní příznaky po několika dnech až týdnech (Mašát et al., 2005, Hart & Štipčák, 2010).

Při klinickém vyšetření nacházíme pozitivní příznaky nestability kloubu, tzn. pozitivní valgus a varus test při extendovaném kolenu, přední zásuvkový test, Lachmannův test a rotační testy (Pivot shift test). U těchto pacientů je indikována diagnostická artroskopie nebo neinvazivní vyšetření magnetickou rezonancí. Při nálezů léze LCA se dále volí druh léčby, a to buď konzervativní či chirurgický (Trnavský et al., 2006; Skinner & McMahon, 2014).

U většiny pacientů však dochází k rozvoji chronických obtíží. Podkladem vzniku této chronické instability je neléčená či špatně léčená nestabilita akutní. Mašát et al. (2005) popisují chronickou instabilitu kolenního kloubu jako dynamicky se vyvíjející stav způsobený insuficiencí jednoho či obou zkřížených vazů a kapsulárních struktur (především postranních vazů). Pacienti popisují intermitentní ponámahové bolesti, které po omezení fyzické aktivity do několika dnů odeznívají; pocity nestability, nemožnost spolehnout se na koleno (pozitivní giving way fenomén), bolest kolene při chůzi z kopce a ze schodů, opakované výpotky (většinou serózního charakteru) a otoky kloubu. U 75 % pacientů do jednoho roku dochází k poranění dalších nitrokloubních struktur (nejčastěji menisků) či poškození kondylární chrupavky se vznikem osteochondrálních defektů a následně vzniku sekundární gonartrózy s trvalými následky na funkci kolenního kloubu (Mašát et al, 2005).

## **2.6 Typy léčby poranění LCA**

Typ léčby léze LCA záleží na míře nestability kolene, věku a aktivitách pacienta. U pacientů nesportujících či provozujících sporty nepřilíš náročné na stabilitu kolene (např. cyklistika), se subjektivně stabilním kolenem či v pokročilém věku se většinou přistupuje ke konzervativní léčbě, tzn.: rehabilitace a doporučení kolenní ortézy (Mašát et al, 2005; Skinner & Mc Mahon, 2014).

K chirurgické náhradě LCA jsou indikováni pacienti biologicky aktivní, sportující (sporty se zvýšenými nároky na stabilitu), se subjektivní a objektivní nestabilitou kolene a pacienti, kteří jsou limitováni ve svých aktivitách. Správný timing a provedení operační náhrady LCA je prevencí chronické instability kloubu, poranění dalších struktur a snižuje riziko časného rozvoje degenerativních změn v kloubu (Hart & Štipčák, 2010; Mašát et al., 2005)

Rekonstrukce LCA je jednou z nejčastějších operací v ortopedii, dle Starmana et al. (in Prodromos, 2008) se těchto rekonstrukcí provede v USA 75 000 – 100 000 ročně. Díky počtu operací se neustále zkoumají a vyvíjí operační techniky, možnosti výběru štěpu, druhy fixace a následná rehabilitace (Starman et al. in Prodromos, 2008)

Primární sutura vazů je možná, ale nepřináší dobré výsledky. Pro neúspěch se upouští také od extraartikulárních náhrad, které nenahrazují funkci zkříženého vazů ve smyslu

koordinace klouzavého a valivého pohybu a výrazně zasahují do kinematiky kloubu. V dnešní době se nejčastěji využívají intraartikulární anatomické rekonstrukce LCA. Tyto rekonstrukce musí respektovat femorální začátek vazů v dorzální části laterálního kondylu femuru, tonizaci štěpu ve 30° flexi za současného maximálního dorzálního tlaku na tibií s dobrou fixací šroubem, zajištění revaskularizace štěpu zachováním zbytků synoviálních obalů v úponech a překrytím štěpu Hoffovým tělesem. Jednotlivá vlákna LCA jsou zatěžována v odlišných stupních flexe, proto je důležité dodržet typickou lokalizaci úponu vazů na femuru a tibií. Pokud je náhrada umístěna více ventrálně (resp. dorsálně), dochází k omezení rozsahu pohybu do flexe (resp. extenze) a naopak k nestabilitě v extenzi (resp. flexi), (Hart & Štipčák, 2010; Prodromos, 2008).

Trnavský et al. (2006) nejčastěji přistupují k operační náhradě LCA 6 – 8 týdnů po úraze, jelikož primárně provedené rekonstrukce je často doprovázena vznikem artrofibrózy. Naopak při delší prodlevě dochází k rozvoji chronické instability. Kdežto Hart a Štipčák (2010) považují nutnost odkladu operace za obsoletní. Díky šetrné artroskopické technice a intenzivnější pooperační rehabilitaci přestalo být načasování rozhodujícím faktorem pro dobrý výsledek operace. Nyní považují za důležitější stav kolenního kloubu před operací, tj.: minimální otok, dobrou svalovou funkci a plný rozsah pohybu.

Náhradu LCA lze provést použitím volného štěpu ze střední části ligamentum patellae, tzv.: BTB plastika (bone – tendon – bone). Dále se využívá šlachy m. semitendinosus a m. gracilis, které lze použít jako jedno–, dvou– či čtyřsvazkové. Tyto dvě náhrady jsou v dnešní době nejpoužívanější a mají skvělé výsledky (Trnavský et al., 2006; Hart & Štipčák, 2010).

Pro rekonstrukci LCA lze dále využít šlachy m. quadriceps, která je o 1/3 pevnější, než štěp z ligamentum patellae jelikož obsahuje o 20 % více koleganu, umožňuje časnou rehabilitaci a díky kostnímu bločku dobré vhojení štěpu. Ovšem její odběr je technologicky náročnější a může docházet k oslabení m. quadriceps až o 20 %. Dále lze využít štěp z tractus iliotibialis, m. tibialis anterior či Achillovy šlachy. Možností je také využití allogenních, většinou kadaverózních, štěpů, jejichž výhodou je eliminace bolesti v místě odběru, menší kožní incize, kratší operační čas a masivní štěp s kostními bločky. Značnou nevýhodou je možnost přenosu nemocí z těla dárce (HIV, hepatitida) či přehnaná imunitní reakce příjemce. Využití alogenních štěpů se preferuje při současném poranění více vazů kolenního kloubu, jelikož eliminujeme bolestivost z místa odběru a oslabení případných odběrových míst; a při opakovaných rekonstrukcích vazů, kdy by autogenní štěpy neměly dostatečnou velikost. Neustále zkoumanou a vyvíjející se je metoda náhrady LCA syntetickými štěpy, u kterých

odpadá doba k přestavbě štěpu a je možná okamžitá zátěž. Dle Trnavského et al. (2006) nevykazují allogenní štěpy a syntetické náhrady statisticky dobré výsledky. Také Johnson (in Prodromos, 2008) popisují selhávání syntetických náhrad, především vlivem abraze vláken v kostních tunelech a biokompatibilitě, kdy mohou umělé náhrady vyvolávat synovitis v kloubu. Kdežto Hart a Štipčák (2010) píší, že nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi autogenními a allogenními náhradami v pevnosti náhrady 2 – 5 let od operace, a že výsledky použití syntetických náhrad jsou velmi povzbudivé (Trnavský et al, 2006; Hart & Štipčák, 2010; Johnson in Prodromos, 2008; Prodromos, 2008).

### **2.6.1 BTB plastika**

Tato náhrada je nazývána jako zlatý standart pro plastiku LCA. Využívá se štěpu ze střední části ligamentum patellae s dvěma kostními bločky z distálního pólu pately a tuberositas tibiae. Fixace štěpu je v předem vyvrtaných kanálech zajištěna interferenčními šrouby. Štěp je velmi pevný s dobrou možností primárního kotvení a vrůstu do kostních kanálů. Po třech měsících od operace má 52 % pevnosti implantovaného štěpu a po 9 – 12 měsících 81 %. Nevýhodou jsou možné bolesti předního kolena vzniklé v odběrovém místě, do dvou let po operaci se však rozdíly v incidenci této bolesti v porovnání s pacienty po STG plastice stírají. Další nevýhodou je možné oslabení m. quadriceps nalezené u 12 % pacientů s normalizací stavu do jednoho roku po operaci (Trnavský et al, 2006; Hart & Štipčák, 2010; Prodromos, 2008).

### **2.6.2 STG plastika**

U této náhrady se využívá odběru šlach z m. semitendinosus a m. gracilis, Nejpevnější je čtyřsvazková náhrada, která je složena po dvou svazcích a laboratorně je pevnější než patelární náhrada. Válcovitý tvar štěpu umožňuje vyplnění vrtaných kanálů, a tím maximální kontakt mezi kostí a náhradou. Výhodou STG plastiky je menší pooperační bolestivost, snadné protažení štěpu vrtanými kanály v tibií a femuru a možné využití u jedinců s neuzavřenými růstovými spárami. Nevýhodou je primární fixace na rozhraní šlacha/ kost, jejíž pevnost závisí na typu fixace štěpu; pomalejší vrůst v porovnání se štěpem s kostními bločky, kvůli čemuž by brzká pooperační rehabilitace měla být pozvolnější. Po odběru štěpu z hamstringů se jejich síla snižuje o 10 %, což je patrné ještě 1 rok po operaci. Pozdní komplikací je rozšíření kostních tunelů, způsobené biologickými a mechanickými vlivy (Trnavský et al, 2006; Hart & Štipčák, 2010; Prodromos, 2008).

### 2.6.3 Single – bundle, jednosvazkové rekonstrukce

Jednosvazkové rekonstrukce spočívají v náhradě jednoho původního svazku LCA, nejčastěji anteromediálního. Tyto náhrady jsou nejčastěji prováděny BTB či STG plastikou. U těchto náhrad dochází k obnově předozadní stability kolene, ovšem až u pětiny pacientů přetrvává rotační nestabilita nezávisle na výběru štěpu, operační technice a fixaci štěpu. Dle Starman et al. (in Prodromos, 2008) má jednosvazková rekonstrukce LCA obecně dobré výsledky, až 95 % pacientů popisuje po operaci zlepšení. Po sedmi letech od operace se však až u 95 % pacientů objevují degenerativní změny a jen 47 % je schopno se plně vrátit k původním aktivitám. Brandsson et al. (2002) ve své studii porovnával biomechaniku kolenního kloubu při chůzi před a po jednosvazkové rekonstrukci. Ve výsledku se femorotibiální rotace a translace v porovnávaných skupinách statisticky významně nelišily. Tashman et al. (2004) ve své studii porovnával biomechaniku kolenních kloubů po jednosvazkové rekonstrukci LCA s druhostrannými kolenními klouby při běhu z kopce. Z výsledků vyplývá, že rotační stabilita operovaných kolenních kloubů nebyla obnovena (Brandsson et al., 2002; Tashman et al., 2004; Starman et al. in Prodromos, 2008; Hart & Štipčák, 2010).

Dlouhodobé výsledky jednosvazkových náhrad LCA jsou uspokojivé, ale nechrání kolenní kloub před rozvojem degenerativních změn. U pacientů s pozitivním pivot – shift testem po 5 letech od operace byla zjištěna zvýšená scintigrafická aktivita subchondrální kosti a subjektivně nižší funkční kapacita kloubu. Přetrvávající pozitivní pivot – shift test po rekonstrukci LCA je dle Jonssona et al. (2004) jednou z příčin časně gonartrózy. Obnova rotační stability je tedy neméně důležitá jako obnova stability předozadní. Biomechanickým problémem zůstává, že jednosvazkové rekonstrukce nemohou dostatečně nahradit jak předozadní, tak rotační stabilitu (Jonsson et al., 2004; Hart & Štipčák, 2010).

### 2.6.4 Double – bundle, dvousvazkové rekonstrukce

Původní LCA má několik částí, které mají nezastupitelnou úlohu v přenosu zatížení a stabilizaci kolenního kloubu. Jednotlivé svazky nejsou samostatně schopny nahradit funkci celého intaktního vazku, jelikož při rotaci a translaci ve flexi se uplatňuje především AM svazek a v extenzi PL svazek. Užitím dvou svazků se zvětší průměr štěpu a také kontakt šlachy – kosti v tunelech, což zvyšuje primární i sekundární pevnost štěpu. U double – bundle rekonstrukcí byly popsány různé kombinace štěpů, často se využívají kombinace štěpu z m. semitendinosus a m. gracilis, přičemž štěp z m. semitendinosus je odolnější vůči zatížení. Na rozdíl od jednosvazkových rekonstrukcí nejsou u double – bundle náhrad popsány přesné souřadnice

pro vrtání kostních tunelů. Cílení femorálních úponů jednotlivých svazků je dle Harta a Štipčáka (2010) obzvlášť důležité, jelikož právě jejich umístění ovlivňuje funkci LCA v tahu. Dvousvazkové rekonstrukce s jedním kanálem v tibií vykazují lepší kontrolu translace i rotace na rozdíl od jednosvazkových rekonstrukcí, i když méně fyziologicky než se dvěma náhradami v tibií. Rekonstrukce LCA double – bundle technikou se dvěma kanály v tibií se nejvíce blíží anatomii původního LCA a umožňuje optimální tonizaci obou svazků. Tyto rekonstrukce se využívají u aktivních jedinců, u kterých jsou kladeny vysoké nároky na rotační stabilitu, přičemž rekonstrukce s jedním tunelem v tibií Hart a Štipčák (2010) využívají u aktivních žen, kdy se obávají nedostatečnosti odběrového materiálu hamstringů a insuficientní fixace štěpu v tibií, kdežto „dvoutunelové“ používají u aktivních mužů s dostatečnou svalovou hmotou hamstringů (Hart & Štipčák, 2010).

### **2.6.5 Triple – bundle, třísvalková rekonstrukce**

Další možností je náhrada třísvalková, kdy se nahrazují všechny tři porce LCA, a to anteromediální, posterolaterální a intermediální svazek. Zhang et al. (2014) srovnávali efekt triple – bundle rekonstrukcí se singl – bundle rekonstrukcí dva roky od operace. Rotační stabilita byla významně lepší po třísvalkových rekonstrukcích, kdežto v přetrvávající anteroposteriorní laxicitě nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly (Zhang et al, 2014).

## **2.7 Efekt chirurgické léčby LCA – srovnání klinických studií**

Výsledky klinických studií se značně liší, proto dále uvádím srovnání výsledků jednotlivých typů operace.

### **2.7.1 Chirurgická léčba versus konzervativní**

Strehl a Egli (2007) sledovali efekt konzervativní terapie při ruptuře LCA, pouze u 1/3 pacientů vedla konzervativní terapie k dobrému výsledku, 2/3 pacientů primárně léčených konzervativně byly indikovány k operačnímu řešení.

Dle Kessler et al. (2007) by měla rekonstrukce LCA obnovit stabilitu kolenního kloubu a předcházet osteoartróze, nicméně poruchy funkce kolene a osteoartróza jsou často následky operačního řešení LCA. Dle výsledků studie je vyšší stabilita kolenního kloubu u pacientů po operační náhradě LCA, také snižují riziko sekundární léze menisků a tím snižuje riziko osteoartrózy, nicméně asi u 24 % pacientů po operaci bylo zjištěno II. a vyšší stadium artrózy (Kessler et al., 2007).



Dle Delince a Ghafil (2012) není v současnosti prokázáno, že by operační řešení léze LCA bylo prevencí osteoartrózy a předpokladem k návratu ke sportovním aktivitám. Stabilita kolenního kloubu může být zlepšena nejen chirurgicky, ale i konzervativně neuromuskulární rehabilitací, kinematika kolenního kloubu však není zcela obnovena ani po jedné z možností terapie. Pacienti s lézí LCA by měli být informováni o riziku dalšího poškození kolenního kloubu a rozvoje degenerativních změn, které zůstává vysoké při konzervativní i chirurgické léčbě (Delince & Ghafil, 2012).

Sailhan a Ribinik (2015) nenašli statisticky významné rozdíly ve výsledcích konzervativní a chirurgické léčby ruptury LCA z hlediska rozvoje artrózy. K jejímu rozvoji při lézích LCA vede pozitivní pivot shift test, tedy přetrvávající rotační nestabilita, která přetrvává i po operačních náhradách LCA.

### **2.7.2 BTB rekonstrukce versus STG rekonstrukce**

Poehling – Monaghan et al. (2017) ve svém systematické přehledové studii srovnávají komparativní studie zaměřené na výběr vhodného štěpu. Z jejich srovnání vyplývá, že BTB rekonstrukce je doprovázena bolestivostí přední části kolene a je zde vyšší incidence osteoartrózy 5 let od operace ve srovnání s STG rekonstrukcí. BTB náhrada je účinná v eliminaci rotační instability. Ale dochází k omezení pohybu do extenze a ke snížení síly extenzorového aparátu. V klinických testech, selhání graftu a laxicitě kloubu nebyly nalezeny statisticky významné odchylky (Poehling – Monaghan et al., 2017).

Sadeghpour et al. (2017) v randomizované klinické studii taktéž srovnávali výsledky operací BTB s STG rekonstrukcí. Signifikantní rozdíly byly nalezeny v délce pooperační rehabilitace a bolestivosti kolenního kloubu, přičemž delší rehabilitace a větší bolestivost byly u BTB plastiky. Srovnatelné výsledky popisují při výskytu infekce, selhání graftu, abnormálnímu nálezu na MRI a v návratu ke sportovní aktivitě (Sadeghpour et al. 2017).

Dle metaanalýzy Samuelsen et al. (2017) je selhání štěpů častější u STG rekonstrukcí, ale i přesto je riziko selhání graftů u obou technik nízké (cca 2,8 %). Oba druhy rekonstrukcí jsou však vhodné pro primární náhradu LCA, přičemž volba štěpu by měla být individuální a závisí na stavu odběrového místa a aktivitách pacienta (Samuelsen et al., 2017; Kautzner et al., 2015).

Dle Chee et al. (2017) a Xie et al. (2015) je čtyřsvazková náhrada ze šlach hamstringů srovnatelná s BTB rekonstrukcí, ale z hlediska pooperačních komplikací je STG náhrada výhodnější. U pacientů po provedené BTB náhradě jsou větší pooperační bolesti kolenního kloubu a omezení aktivní extenze v kolenním kloubu (Chee et al., 2017). Xie et al. (2015)

popisuje jako její výhodu návrat pacientů k předoperačním aktivitám vysoké intenzity a eliminaci rotační instability.

### **2.7.3 Single – bundle versus double – bundle**

Double – bundle náhrada vede k obnovení kinematiky kolenního kloubu (Desai et al., 2014). Pooperační rotační nestabilita je výrazně nižší u double – bundle náhrad než u single – bundle (Kondo et al. 2011). Z metaanalýz Mai Xu et al. (2013), van Eck et al. (2012) a Hussein et al. (2012) vyplývá, že double – bundle rekonstrukce LCA vede k lepší předozadní a rotační stabilitě kolenního kloubu než single – bundle rekonstrukce, kdežto subjektivní výsledky byly u obou typů náhrad shodné (Mai Xu et al., 2013; van Eck et al., 2012). Také Hussein et al. (2012) a Li et al. (2014) uvádí, že rozdíly mezi výsledky obou technik jsou minimální a nemusí být relevantní pro funkční zotavení.

Naproti tomu metaanalýza Meredith et al. (2008) nenašla statisticky významné rozdíly v předozadní a rotační stabilitě po operacích double – bundle a single – bundle náhradách.

Kawaguchi et al. (2011) srovnávali incidenci rozšíření femorálního tunelu po double – bundle a single – bundle náhradách LCA, přičemž z jejich studie vyplývá, že incidence a míra rozšíření femorálního tunelu je po double – bundle rekonstrukcích významně nižší.

Macdonald et al. (2014) se ve své studii zabývali srovnáním pooperační bolestivosti u single – bundle a double – bundle rekonstrukcích. Signifikantní rozdíl v intenzitě bolesti byl nalezen jednu hodinu po operaci, kdy pacienti po jednosvazkové náhradě LCA měli nižší hodnoty na škále bolesti VAS. Dále pacienti po dvousvazkových náhradách udávali vyšší hodnoty bolesti, ale rozdíly v udávaných hodnotách již nebyly statisticky významné. Pacienti po double – bundle rekonstrukci užívali významně větší množství opioidů, navzdory obdobnému skóre ve VAS v porovnání s jedinci po jednosvazkových rekonstrukcích (Macdonald et al., 2014).

### 3 Cíle a hypotézy

#### 3.1 Hlavní cíl:

Posoudit vliv operace předního zkříženého vazů kolenního kloubu na provedení chůze.

#### 3.2 Dílčí cíle:

1. Porovnat rozdíly v kinematických parametrech mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou v jednotlivých měření.
2. Porovnat rozdíly v kinematických parametrech jednotlivých měření operované dolní končetiny.
3. Porovnat rozdíly v kinematických parametrech jednotlivých měření neoperované dolní končetiny.

#### 3.3 Hypotézy:

**H<sub>01</sub>:** Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve při chůzi se liší mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou.

- **H<sub>1A</sub>:** v prvním měření.
- **H<sub>1B</sub>:** ve druhém měření.
- **H<sub>1C</sub>:** ve třetím měření.

**H<sub>2</sub>:** Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve při chůzi se u operované dolní končetiny liší mezi jednotlivými měřeními.

**H<sub>3</sub>:** Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve při chůzi se u neoperované dolní končetiny liší mezi jednotlivými měřeními.

Pokud bude alespoň v jedné rovině v daném kloubu nalezen statisticky významný rozdíl, hypotéza bude pro daný kloub zamítnuta.

Každá z hypotéz bude vyhodnocena samostatně pro pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánvi.

## **4 Metodika**

### **4.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Výzkumný soubor byl tvořen 12 probandy, 3 ženami a 9 muži (věk  $29,4 \pm 6,4$  let, hmotnost  $82,0 \pm 14,6$  kg, výška  $179,0 \pm 9,8$  cm). Probandi měli diagnostikovanou rupturu LCA s indikací k operaci bez přítomnosti sdruženého poranění kolenního kloubu. U 6 probandů bylo zranění levého kolene a u 6 pravého.

Vylučujícími kritérii byli přítomnost přidruženého poranění kolenního kloubu (menisku, jiného vazy), postižení jiných kloubů dolních končetin a jiná patologie ovlivňující chůzi (neurologické, traumatologické, ortopedické).

Na základě dohodnuté spolupráce s Ortopedickou klinikou FNOL, navštěvovali probandi splňující kritéria výzkumu laboratoř chůze v prostorách FNOL. Před začátkem měření byl každý proband seznámený s průběhem měření a podepsal informovaný souhlas s anonymním využitím údajů pro vědeckou práci. Etická komise Univerzity Palackého v Olomouci tento výzkum schválila pod číslem IGA\_FTK\_2017\_012.

### **4.2 Získávání dat**

Pro získání základních kinematických parametrů chůze během chůzového cyklu byl použit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Velká Británie). Bylo využito sedm infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz, rozlišení 1000 x 1000 pixelů), které v prostoru snímaly odraz infračerveného záření od reflexních značek umístěných na definovaných bodech těla. Souřadnice těchto bodů byly získány s využitím software Vicon Nexus a pro detekci chůzového cyklu byly použity dvě silové plošiny firmy Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) o rozměrech 600 x 400 x 35 mm.

#### **4.2.1 Umístění značek**

Na každého účastníka byly nalepeny reflexní markery ve tvaru koule o průměru 14 mm dle modelu Plug – In Gait. Bilaterálně byly označeny spina iliaca posterior superior, spina iliaca anterior superior, stehno, kondyl tibie, bérec, malleolus lateralis, hlavička II. metatarsu a pata.

### **4.3 Příprava na měření**

Po úvodním vyplnění informovaného souhlasu a seznámením s průběhem měření, proběhlo vstupní vyšetření, především pro získání parametrů potřebných pro výpočet středu

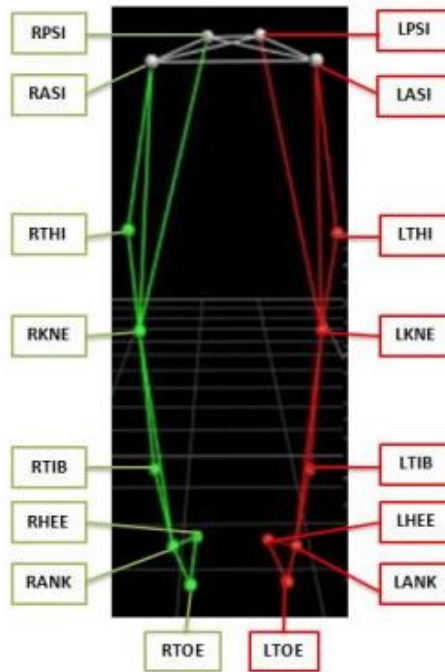
kloubů v rámci kinematické 3D analýzy pohybu. V rámci tohoto vyšetření byly získány údaje o tělesné hmotnosti a výšce, věku probandů, délce dolních končetin, šířky kolenního kloubu akotníku. Dále pacienti vyplnili dotazníky (Tegnerovo skóre aktivity, Lysholmovo skóre, IKDC), které subjektivně hodnotí stav kolenního kloubu.

#### **4.4 Průběh vlastního měření**

Po instalaci 7 infračervených kamer systému Vicon MX proběhla kalibrace snímaného prostoru v softwaru Vicon Nexus. Měřený úsek chůze představoval cca 8 m dlouhý chodník, ve kterém byly umístěné 2 silové plošiny Kistler pro snímání chůzového cyklu. Každý proband absolvoval 2 pokusy klidového stoje o širší a následně úzké bázi, přičemž byla provedena statická kalibrace dat. Následně byl pacient vyzván k 10 pokusům přirozené chůze ve vymezeném prostoru. Měření probíhalo  $3,5 \pm 1,8$  dne před operací,  $6,4 \pm 0,9$  měsíců po operaci a  $12,5 \pm 0,8$  měsíců po operaci.

#### **4.5 Analýza dat**

Záznam pohybové sekvence byl zpracován v programu Vicon Nexus, ve kterém byli odpovídajícím segmentům přiřazené souřadnice dle modelu Plug In Gait (Obrázek 10). Data byla dále vyexportována ve formátu c3d k zpracování v programu Vicon Polygon. U každého pacienta bylo použitých prvních 5 vhodných (bez chyb v označování markerů) pokusů chůze (z 10 absolvovaných). Mezi sledované parametry patří maximální a minimální hodnoty úhlů a rozsahy pohybů v jednotlivých kloubech dolních končetin během chůzového cyklu ve všech anatomických rovinách. Data byla pro statistické zpracování exportována do programu Microsoft Excel.



Obrázek 9: Umístění reflexních markerů pohled zepředu dle modelu Plug in Gait.

Legenda: RPSI- pravá spina iliaca superior posterior, LPSI- levá spina iliaca superior posterior, RASI- pravá spina iliaca superior anterior, LASI- levá spina iliaca superior anterior, RTHI- pravé stehno, LTHI- levé stehno, RKNE- pravý kolenní kloub, LKNE- levý kolenní kloub, RTIB- pravá tibia, LTIB- levá tibia, RHEE- pravá pata, LHEE- levá pata RANK pravý zevní kotník, LANK- levý zevní kotník, RTOE- hlavička II. metatarsu vpravo, LTOE- hlavička II. metatarsu vlevo.

#### 4.6 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu Statistica (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Normalita rozložení dat byla posouzena pomocí testu Kolmogorov Smirnov. Test ukázal normální rozložení dat u všech sledovaných proměnných. Poté byly vypočítány základní statistické charakteristiky (průměr, směrodatná odchylka). Pro posouzení rozdílu mezi končetinami a efektu operace a následné rehabilitace byla použita analýza rozptylu pro opakovaná měření a LSD Fisherův post hoc test. Hladina statistické významnosti byla stanovena  $\alpha = 0,05$ .

## 5 Výsledky

### 5.1 Výsledky k hypotéze $H_{1A}$

*Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve se liší mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou.*

➤  $H_{1A}$ : v prvním měření.

#### 5.1.1 Hlezenní kloub

Dorzální flexe v hlezenním kloubu v prvním měření ukázala vysokou variabilitu, nebyl však zjištěn statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů hlezenního kloubu v sagitální rovině mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou (Tabulka 1).

Tabulka 1. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině – první měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A_PF1	-5,5	5,3	-5,4	6,9	0,910
A_DF	14,5	6,4	14,1	6,2	0,691
A_PF2	-17,3	8,7	-19,1	10,1	0,891
AR S	31,7	5,1	33,4	5,5	0,362

Legenda: A\_PF1- první maximum plantární flexe, A\_DF- maximum dorzální flexe, A\_PF2- druhé maximum plantární flexe, AR\_S- rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1A}$  pro hlezenní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

#### 5.1.2 Kolenní kloub

Hodnoty maximální extenze kolenního kloubu ve stejné fázi dosahovaly rozdílných hodnot u operované a neoperované dolní končetinou, tento rozdíl však byl pouze na hranici statistické významnosti ( $p = 0,050$ ).

V prvním měření nebyl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů v kolenním kloubu mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou ani v jedné z anatomických rovin nalezen statisticky významný rozdíl (Tabulka 2).

Tabulka 2. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu – první měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
K_F_St	16,8	7,8	15,7	7,0	0,505
K_E_St	6,1	7,2	0,6	6,1	0,050
K_F_Sw	54,2	8,5	55,3	7,1	0,911
K_E_Sw	1,7	4,7	1,3	4,5	0,677
AR_S	51,2	6,4	56,5	4,3	0,079
Frontální rovina					
K_F_max_St	7,3	6,3	8,8	6,3	0,775
K_F_min_St	1,0	6,1	2,9	5,6	0,551
K_F_max_S	18,4	14,1	19,1	10,6	0,776
K_F_min_S	-0,6	8,1	0,7	5,0	0,227
KR_F_St	6,2	2,7	5,9	2,8	0,544
KR_F	22,9	9,2	19,7	8,9	0,365
Transverzální rovina					
K_Tmax_St	3,2	10,7	3,9	9,9	0,842
K_Tmin_St	-12,0	11,6	-11,2	9,0	0,762
K_Tmax_Sw	2,4	12,4	5,0	9,2	0,611
K_Tmin_Sw	-15,4	15,3	-15,2	10,7	0,992
KR_St_T	15,2	5,5	15,1	4,7	0,685
KR_T	21,6	7,2	23,7	5,2	0,581

Legenda: K\_F\_St- maximum flexe v koleni ve stojné fázi, K\_E\_St- maximum extenze (minimum flexe) v koleni ve stojné fázi, K\_F\_Sw- maximum flexe v koleni ve švihové fázi, K\_E\_Sw- maximum extenze v koleni ve švihové fázi, AR\_S- rozsah pohybu v koleni v sagitální rovině, K\_F\_max\_St- maximum abdukce (valgozita) ve stojné fázi, K\_F\_min\_St- maximum addukce (varozita) ve stojné fázi, K\_F\_max\_Sw- maximum abdukce (valgozita) ve švihové fázi, K\_F\_min\_Sw- maximum addukce (varozita) ve švihové fázi, KR\_F\_St- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině ve stojné fázi, KR\_F- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině, K\_Tmax\_St- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve stojné fázi, K\_Tmin\_St- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve stojné fázi, K\_Tmax\_Sw- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve švihové fázi, K\_Tmin\_Sw- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve švihové fázi, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.



S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1A}$  pro kolenní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.1.3 Kyčelní kloub

V prvním měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů v kyčelním kloubu mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou, a to ani v jedné anatomické rovině (Tabulka 3).

Tabulka 3. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu – první měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
H_F	30,1	5,7	30,5	6,2	0,679
H_E	-10,4	6,1	-13,1	6,3	0,648
HR_S	40,5	4,7	43,6	5,2	0,198
Frontální rovina					
H_F_max	2,2	8,3	0,3	8,2	0,402
H_F_min	-10,6	6,3	-11,7	6,3	0,592
HR_F	12,8	4,1	11,9	3,8	0,368
Transverzální rovina					
H_T_max	7,9	22,3	8,4	17,3	0,930
H_T_min	-18,3	17,5	-15,3	15,2	0,534
HR_T	26,2	10,3	23,8	8,7	0,467

Legenda: H\_F- maximum flexe v kyčli, H\_E- maximum extenze v kyčli, HR\_S- rozsah pohybu v kyčli v sagitální rovině, H\_F\_max- maximum addukce v kyčli, H\_F\_min- maximum abdukce (minimum addukce) v kyčli, HR\_F- rozsah pohybu v kyčli ve frontální rovině, H\_T\_max- maximum vnitřní rotace v kyčli, H\_T\_min- maximum zevní (minimum vnitřní) rotace v kyčli, HR\_T- rozsah pohybu v kyčli v transverzální rovině, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1A}$  pro kyčelní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

#### 5.1.4 Pánev

V prvním měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů pánve mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou, a to ani v jedné anatomické rovině (Tabulka 4).

Tabulka 4. Hodnoty úhlových parametrů pánve – první měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
P_S_max	11,4	3,5	11,3	3,6	0,938
P_S_min	8,3	3,9	8,3	3,8	0,997
PR_S	3,1	0,8	3,0	0,8	0,764
Frontální rovina					
P_F_max	4,5	1,7	4,3	1,9	0,980
P_F_min	-4,3	2,0	-4,5	1,9	0,986
PR_F	8,8	2,7	8,8	2,6	0,994
Transverzální rovina					
P_T_max	4,7	3,0	6,4	2,3	0,462
P_T_min	-5,8	2,1	-4,1	2,8	0,361
PR_T	10,5	3,1	10,4	2,7	0,999

Legenda: P\_S\_max- maximum antevertze pánve, P\_S\_min- minimum antevertze pánve, PR\_S- rozsah pohybu antevertze-retrovertze, P\_F\_max- maximální úklon ve stojné fázi (na kontralaterální stranu), P\_F\_min- maximální úklon ve švihové fázi (na ipsilaterální stranu), PR\_F- rozsah pohybu úklon pánve, P\_T\_max- maximum vnitřní rotace (na začátku stojné fáze), P\_T\_min- maximum zevní rotace (na konci stojné fáze), PR\_T- rozsah pohybu rotace pánve, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1A}$  pro pánev zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 5.2 Výsledky k hypotéze H<sub>1B</sub>

*Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve se neliší mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou.*

➤ *H<sub>1B</sub>: ve druhém měření.*

### 5.2.1 Hlezenní kloub

V prvním měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou (Tabulka 5).

Tabulka 5. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině – druhé měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A_PF1	-1,0	11,2	-2,4	10,6	0,769
A_DF	18,9	11,0	18,5	11,4	0,935
A_PF2	-15,3	14,2	-15,8	10,5	0,908
AR S	34,2	6,7	34,9	6,2	0,362

Legenda: A\_PF1- první maximum plantární flexe, A\_DF- maximum dorzální flexe, A\_PF2- druhé maximum plantární flexe, AR\_S- rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>1B</sub> pro hlezenní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.2.2 Kolenní kloub

Při druhém měření byl zjištěn statisticky významný rozdíl ( $p = 0,004$ ) ve velikosti maximální extenze (minimum flexe) během stojné fáze. U operované dolní končetiny byla menší hodnota extenze ve stojné fázi, při maximu extenze byla operovaná dolní končetina v  $8,1^\circ \pm 7,1^\circ$  flexi, kdežto u neoperované dolní končetiny byla velikost flexe  $0,9^\circ \pm 4,8^\circ$  (Tabulka 6).

Tabulka 6. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu – druhé měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
K_F_St	17,2	7,3	15,1	7,1	0,212
K_E_St	8,1	7,1	0,9	4,8	<b>0,004</b>
K_F_Sw	57,9	7,8	57,1	5,7	0,391
K_E_Sw	0,6	4,4	0,8	4,6	0,849
AR_S	53,9	5,8	57,9	4,5	0,341
Frontální rovina					
K_F_max_St	4,4	5,6	5,2	4,4	0,757
K_F_min_St	-0,3	6,2	0,9	5,0	0,521
K_F_max_Sw	14,7	12,0	15,8	8,8	0,745
K_F_min_Sw	0,3	6,3	0,5	7,0	0,939
KR_F_St	4,7	3,6	4,3	1,4	0,516
KR_F	16,6	9,0	16,7	7,9	0,959
Transverzální rovina					
K_Tmax_St	2,0	23,1	0,0	12,6	0,492
K_Tmin_St	-12,9	23,3	-13,8	13,5	0,668
K_Tmax_Sw	2,5	25,4	2,1	12,9	0,825
K_Tmin_Sw	-20,1	18,5	-19,7	15,6	0,934
KR_St_T	14,9	4,3	13,8	4,3	0,419
KR_T	25,5	10,4	23,3	3,8	0,368

Legenda: K\_F\_St- maximum flexe v koleni ve stejné fázi, K\_E\_St- maximum extenze (minimum flexe) v koleni ve stejné fázi, K\_F\_Sw- maximum flexe v koleni ve švihové fázi, K\_E\_Sw- maximum extenze v koleni ve švihové fázi, AR\_S- rozsah pohybu v koleni v sagitální rovině, K\_F\_max\_St- maximum abdukce (valgozita) ve stejné fázi, K\_F\_min\_St- maximum addukce (varozita) ve stejné fázi, K\_F\_max\_Sw- maximum abdukce (valgozita) ve švihové fázi, K\_F\_min\_Sw- maximum addukce (varozita) ve švihové fázi, KR\_F\_St- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině ve stejné fázi, KR\_F- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině, K\_Tmax\_St- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve stejné fázi, K\_Tmin\_St- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve stejné fázi, K\_Tmax\_Sw- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve švihové fázi, K\_Tmin\_Sw- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve švihové fázi, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1B}$  pro kolenní kloub přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.2.3 Kyčelní kloub

Ve druhém měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů v kyčelním kloubu mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou, a to ani v jedné anatomické rovině (Tabulka 7).

Tabulka 7. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu – druhé měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
H_F	34,1	9,8	34,1	7,8	0,721
H_E	-7,6	8,8	-10,4	7,7	0,282
HR_S	41,8	4,9	44,5	2,9	0,324
Frontální rovina					
H_F_max	4,5	4,3	4,6	6,0	0,882
H_F_min	-8,3	3,2	-8,2	5,0	0,832
HR_F	12,8	2,7	12,9	3,1	0,962
Transverzální rovina					
H_T_max	10,6	12,1	11,7	10,9	0,699
H_T_min	-20,3	11,2	-17,5	11,2	0,430
HR_T	30,9	9,8	29,2	8,5	0,614

Legenda: H\_F- maximum flexe v kyčli, H\_E- maximum extenze v kyčli, HR\_S- rozsah pohybu v kyčli v sagitální rovině, H\_F\_max- maximum addukce v kyčli, H\_F\_min- maximum abdukce (minimum addukce) v kyčli, HR\_F- rozsah pohybu v kyčli ve frontální rovině, H\_T\_max- maximum vnitřní rotace v kyčli, H\_T\_min- maximum zevní (minimum vnitřní) rotace v kyčli, HR\_T- rozsah pohybu v kyčli v transverzální rovině, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1B}$  pro kyčelní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 5.2.4 Pánev

Ve druhém měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů v oblasti pánve mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou, a to ani v jedné anatomické rovině (Tabulka 8).

Tabulka 8. Hodnoty úhlových parametrů pánve – druhé měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
P_S_max	12,7	6,3	12,8	6,4	0,971
P_S_min	9,5	5,4	9,2	5,3	0,909
PR_S	3,2	1,1	3,5	1,4	0,609
Frontální rovina					
P_F_max	3,9	2,6	4,7	2,6	0,447
P_F_min	-4,8	2,6	-4,1	2,5	0,497
PR_F	8,7	2,3	8,7	2,5	0,939
Transverzální rovina					
P_T_max	5,4	3,3	5,4	2,7	0,990
P_T_min	-5,1	2,8	-4,7	3,2	0,742
PR_T	10,5	2,9	10,1	3,3	0,843

Legenda: P\_S\_max- maximum antevertze pánve, P\_S\_min- minimum antevertze pánve, PR\_S- rozsah pohybu antevertze-retrovertze, P\_F\_max- maximální úklon ve stojné fázi (na kontralaterální stranu), P\_F\_min- maximální úklon ve švihové fázi (na ipsilaterální stranu), PR\_F- rozsah pohybu úklon pánve, P\_T\_max- maximum vnitřní rotace (na začátku stojné fáze), P\_T\_min- maximum zevní rotace (na konci stojné fáze), PR\_T- rozsah pohybu rotace pánve, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1B}$  pro pánev zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.3 Výsledky k hypotéze H<sub>1C</sub>

*Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve se neliší mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou.*

➤ *H<sub>1C</sub>: ve třetím měření.*

#### 5.3.1 Hlezenní kloub

Ve třetím měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou (Tabulka 9).

Tabulka 9. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině – třetí měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A_PF1	-8,9	7,9	-10,7	8,8	0,611
A_DF	11,9	7,7	9,5	9,2	0,410
A_PF2	-20,6	11,7	-19,7	13,2	0,641
AR S	34,2	6,5	31,3	6,7	0,628

Legenda: A\_PF1- první maximum plantární flexe, A\_DF- maximum dorzální flexe, A\_PF2- druhé maximum plantární flexe, AR\_S- rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>1C</sub> pro hlezenní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

#### 5.3.2 Kolenní kloub

Ve třetím měření byl zjištěn statisticky významný rozdíl ve velikosti maximální extenze (minima flexe) kolenního kloubu ve stojné ( $p = 0,039$ ) a švihové ( $p = 0,041$ ) fázi. U operované dolní končetiny dosahovaly maxima extenze (minima flexe) v kolenním kloubu ve stojné fázi  $2,9^\circ \pm 4,5^\circ$ , kdežto u neoperované dosahovaly hodnot hyperextenze, tj.:  $3,2^\circ \pm 4,7^\circ$ . Při švihové fázi byla maxima extenze (minima flexe) v kolenním kloubu u operované dolní končetiny  $0,8^\circ \pm 4,1^\circ$ , u neoperované docházelo opět až k hyperextenzi tj.  $-3,8^\circ \pm 4,3^\circ$  (Tabulka 10).

Tabulka 10. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu – třetí měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
K_F_St	13,5	5,7	11,3	5,7	0,516
K_E_St	2,9	4,5	-3,2	4,7	0,039
K_F_Sw	55,1	6,3	52,6	6,1	0,485
K_E_Sw	0,8	4,1	-3,8	4,3	0,041
AR_S	55,3	3,7	57,4	3,7	0,377
Frontální rovina					
K_F_max_St	5,1	4,9	5,2	4,6	0,962
K_F_min_St	-0,7	7,4	0,6	4,2	0,648
K_F_max_Sw	12,3	10,0	15,6	10,9	0,537
K_F_min_Sw	-3,0	9,5	1,2	7,4	0,222
KR_F_St	5,8	4,6	4,6	2,0	0,452
KR_F	17,2	6,4	16,9	8,3	0,937
Transverzální rovina					
K_Tmax_St	-0,9	11,9	-4,2	10,7	0,629
K_Tmin_St	-19,5	13,5	-21,9	10,4	0,741
K_Tmax_Sw	-1,2	9,6	-4,1	12,2	0,695
K_Tmin_Sw	-22,1	12,8	-25,4	13,1	0,651
KR_St_T	18,6	3,9	17,7	3,4	0,643
KR_T	24,5	4,9	23,7	3,0	0,793

Legenda: K\_F\_St- maximum flexe v koleni ve stejné fázi, K\_E\_St- maximum extenze (minimum flexe) v koleni ve stejné fázi, K\_F\_Sw- maximum flexe v koleni ve švihové fázi, K\_E\_Sw- maximum extenze v koleni ve švihové fázi, AR\_S- rozsah pohybu v koleni v sagitální rovině, K\_F\_max\_St- maximum abdukce (valgozita) ve stejné fázi, K\_F\_min\_St- maximum addukce (varozita) ve stejné fázi, K\_F\_max\_Sw- maximum abdukce (valgozita) ve švihové fázi, K\_F\_min\_Sw- maximum addukce (varozita) ve švihové fázi, KR\_F\_St- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině ve stejné fázi, KR\_F- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině, K\_Tmax\_St- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve stejné fázi, K\_Tmin\_St- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve stejné fázi, K\_Tmax\_Sw- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve švihové fázi, K\_Tmin\_Sw- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve švihové fázi, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.



S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1C}$  pro kolenní kloub přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.3.3 Kyčelní kloub

Ve třetím měření byl zjištěn statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině ( $p = 0,032$ ). U operované dolní končetiny je maximum do zevní rotace výrazně větší ( $21,9^\circ \pm 15,9^\circ$ ) než u neoperované dolní končetiny ( $9,2^\circ \pm 14,4^\circ$ ). Maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu bylo naopak větší u neoperované dolní končetiny, tento rozdíl však nebyl statisticky významný (Tabulka 11).

Tabulka 11. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu – třetí měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
H_F	34,8	6,2	34,5	5,3	0,959
H_E	-6,1	4,6	-8,8	2,9	0,328
HR_S	40,9	5,8	43,3	4,8	0,141
Frontální rovina					
H_F_max	4,8	5,4	3,1	2,7	0,575
H_F_min	-7,2	5,4	-9,3	2,8	0,367
HR_F	12,0	2,1	12,4	2,9	0,717
Transverzální rovina					
H_T_max	6,6	15,6	16,7	10,9	0,159
H_T_min	-21,9	15,9	-9,2	14,4	<b>0,032</b>
HR_T	28,4	9,6	25,9	7,4	0,391

Legenda k tabulce 11: H\_F- maximum flexe v kyčli, H\_E- maximum extenze v kyčli, HR\_S- rozsah pohybu v kyčli v sagitální rovině, H\_F\_max- maximum addukce v kyčli, H\_F\_min- maximum abdukce (minimum addukce) v kyčli, HR\_F- rozsah pohybu v kyčli ve frontální rovině, H\_T\_max- maximum vnitřní rotace v kyčli, H\_T\_min- maximum zevní (minimum vnitřní) rotace v kyčli, HR\_T- rozsah pohybu v kyčli v transverzální rovině, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1C}$  pro kyčelní kloub přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.3.4 Pánev

Ve třetím měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlových parametrů v oblasti pánve mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou, a to ani v jedné anatomické rovině (Tabulka 12).

Tabulka 12. Hodnoty úhlových parametrů pánve – třetí měření.

Parametr [°]	Operovaná DK		Neoperovaná DK		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Sagitální rovina					
P_S_max	15,9	3,5	15,7	3,4	0,879
P_S_min	12,4	3,1	12,1	3,4	0,879
PR_S	3,5	1,6	3,5	1,5	0,958
Frontální rovina					
P_F_max	5,7	2,5	4,4	2,1	0,237
P_F_min	-3,5	2,6	-4,8	1,9	0,215
PR_F	9,1	2,0	9,2	2,0	0,955
Transverzální rovina					
P_T_max	6,0	4,1	7,3	3,4	0,382
P_T_min	-5,4	3,0	-4,7	2,3	0,531
PR_T	11,4	3,7	12,0	4,4	0,733

Legenda: P\_S\_max- maximum antevertze pánve, P\_S\_min- minimum antevertze pánve, PR\_S- rozsah pohybu antevertze-retrovertze, P\_F\_max- maximální úklon ve stojné fázi (na kontralaterální stranu), P\_F\_min- maximální úklon ve švihové fázi (na ipsilaterální stranu), PR\_F- rozsah pohybu úklon pánve, P\_T\_max- maximum vnitřní rotace (na začátku stojné fáze), P\_T\_min- maximum zevní rotace (na konci stojné fáze), PR\_T- rozsah pohybu rotace pánve, p- hladina statistické významnosti, SD- směrodatná odchylka, DK- dolní končetina.

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_{1C}$  pro pánev zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 5.4 Výsledky k hypotéze H<sub>2</sub>

*Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve se u operované dolní končetiny mezi jednotlivými měřeními neliší.*

### 5.4.1 Hlezenní kloub

U operované dolní končetiny nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině mezi jednotlivými měřeními (Tabulka 13).

Tabulka 13. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu operované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
A_PF1	-5,5	5,3	-1,0	11,2	-8,9	7,9
A_DF	14,5	6,4	18,9	11,0	11,9	7,7
A_PF2	-17,3	8,7	-15,3	14,2	-20,6	11,7
AR_S	31,7	5,1	34,2	6,7	34,2	6,5

Legenda: A\_PF1- první maximum plantární flexe, A\_DF- maximum dorzální flexe, A\_PF2- druhé maximum plantární flexe, AR\_S- rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, SD- směrodatná odchylka.

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>2</sub> pro hlezenní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.4.2 Kolenní kloub

U operované dolní končetiny byly zjištěny statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu v kolenním kloubu ve frontální a transverzální rovině (Tabulka 14). V rovině transverzální byl zjištěn statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu do rotací během stojné fáze, a to mezi 1. a 3. měřením ( $p = 0,041$ ), (Tabulka 15) a 2. a 3. měřením ( $p = 0,036$ ), (Tabulka 15). Ve 3. měření došlo k statisticky významnému nárůstu celkového rozsahu rotace v kolenním kloubu. V rovině frontální byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi maximem addukce (varozity) kolenního kloubu ve 2. a 3. měření během švihové fáze ( $p = 0,031$ ), (Tabulka 16), přičemž ve 3. měření byla addukce větší než v měření druhém. Abdukce kolenního kloubu během švihové fáze se projevila s vysokou variabilitou, jejich rozdíly mezi jednotlivými měřeními však nebyly statisticky významné.

Tabulka 14. Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu operované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
<b>Sagitální rovina</b>						
K_F_St	16,8	7,8	17,2	7,3	13,5	5,7
K_E_St	6,1	7,2	8,1	7,1	2,9	4,5
K_F_Sw	54,2	8,5	57,9	7,8	55,1	6,3
K_E_Sw	1,7	4,7	0,6	4,4	0,8	4,1
AR_S	51,2	6,4	53,9	5,8	55,3	3,7
<b>Frontální rovina</b>						
K_F_max_St	7,3	6,3	4,4	5,6	5,1	4,9
K_F_min_St	1,0	6,1	-0,3	6,2	-0,7	7,4
K_F_max_Sw	18,4	14,1	14,7	12,0	12,3	10,0
K_F_min_Sw	-0,6	8,1	0,3	6,3	-3,0	9,5
KR_F_St	6,2	2,7	4,7	3,6	5,8	4,6
KR_F	22,9	9,2	16,6	9,0	17,2	6,4
<b>Transverzální rovina</b>						
K_Tmax_St	3,2	10,7	2,0	23,1	-0,9	11,9
K_Tmin_St	-12,0	11,6	-12,9	23,3	-19,5	13,5
K_Tmax_Sw	2,4	12,4	2,5	25,4	-1,2	9,6
K_Tmin_Sw	-15,4	15,3	-20,1	18,5	-22,1	12,8
KR_St_T	15,2	5,5	14,9	4,3	18,6	3,9
KR_T	21,6	7,2	25,5	10,4	24,5	4,9

Legenda: K\_F\_St- maximum flexe v koleni ve stejné fázi, K\_E\_St- maximum extenze (minimum flexe) v koleni ve stejné fázi, K\_F\_Sw- maximum flexe v koleni ve švihové fázi, K\_E\_Sw- maximum extenze v koleni ve švihové fázi, AR\_S- rozsah pohybu v koleni v sagitální rovině, K\_F\_max\_St- maximum abdukce (valgozita) ve stejné fázi, K\_F\_min\_St- maximum addukce (varozita) ve stejné fázi, K\_F\_max\_Sw- maximum abdukce (valgozita) ve švihové fázi, K\_F\_min\_Sw- maximum addukce (varozita) ve švihové fázi, KR\_F\_St- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině ve stejné fázi, KR\_F- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině, K\_Tmax\_St- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve stejné fázi, K\_Tmin\_St- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve stejné fázi, K\_Tmax\_Sw- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve švihové fázi, K\_Tmin\_Sw- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve švihové fázi, SD- směrodatná odchylka.

Tabulka 15. Hladiny statistické významnosti pro KR\_St\_T

	1.měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,957	0,041
2. měření	0,957		0,036
3. měření	0,041	0,036	

Tabulka 16. Hladiny statistické významnosti pro K\_F\_min\_Sw

	1.měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,086	0,631
2. měření	0,086		0,031
3. měření	0,631	0,031	

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>2</sub> pro kolenní kloub přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.4.3 Kyčelní kloub

U operované dolní končetiny byla zjištěna vysoká variabilita pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině, nebyly však zjištěny statisticky významné rozdíly.

Tabulka 17. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu operované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Sagitální rovina						
H_F	30,1	5,7	34,1	9,8	34,8	6,2
H_E	-10,4	6,1	-7,6	8,8	-6,1	4,6
HR_S	40,5	4,7	41,8	4,9	40,9	5,8
Frontální rovina						
H_F_max	2,2	8,3	4,5	4,3	4,8	5,4
H_F_min	-10,6	6,3	-8,3	3,2	-7,2	5,4
HR_F	12,8	4,1	12,8	2,7	12,0	2,1
Transverzální rovina						
H_T_max	7,9	22,3	10,6	12,1	6,6	15,6
H_T_min	-18,3	17,5	-20,3	11,2	-21,9	15,9
HR_T	26,2	10,3	30,9	9,8	28,4	9,6

Legenda: H\_F- maximum flexe v kyčli, H\_E- maximum extenze v kyčli, HR\_S- rozsah pohybu v kyčli v sagitální rovině, H\_F\_max- maximum addukce v kyčli, H\_F\_min- maximum abdukce (minimum addukce) v kyčli, HR\_F- rozsah pohybu v kyčli ve frontální rovině, H\_T\_max- maximum vnitřní rotace v kyčli, H\_T\_min- maximum zevní (minimum vnitřní) rotace v kyčli, HR\_T- rozsah pohybu v kyčli v transverzální rovině, SD- směrodatná odchylka.

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>2</sub> pro kyčelní kloub zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.4.4 Pánev

Na straně operované dolní končetiny nebyly mezi jednotlivými měřeními zjištěny statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu v oblasti pánve, a to ani v jedné z anatomických rovin (Tabulka 18).

Tabulka 18. Hodnoty úhlových parametrů pánve operované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Sagitální rovina						
P_S_max	11,4	3,5	12,7	6,3	15,9	3,5
P_S_min	8,3	3,9	9,5	5,4	12,4	3,1
PR_S	3,1	0,8	3,2	1,1	3,5	1,6
Frontální rovina						
P_F_max	4,5	1,7	3,9	2,6	5,7	2,5
P_F_min	-4,3	2,0	-4,8	2,6	-3,5	2,6
PR_F	8,8	2,7	8,7	2,3	9,1	2,0
Transverzální rovina						
P_T_max	4,7	3,0	5,4	3,3	6,0	4,1
P_T_min	-5,8	2,1	-5,1	2,8	-5,4	3,0
PR_T	10,5	3,1	10,5	2,9	11,4	3,7

Legenda: P\_S\_max- maximum antevertze pánve, P\_S\_min- minimum antevertze pánve, PR\_S- rozsah pohybu antevertze-retrovertze, P\_F\_max- maximální úklon ve stojné fázi (na kontralaterální stranu), P\_F\_min- maximální úklon ve švihové fázi (na ipsilaterální stranu), PR\_F- rozsah pohybu úklon pánve, P\_T\_max- maximum vnitřní rotace (na začátku stojné fáze), P\_T\_min- maximum zevní rotace (na konci stojné fáze), PR\_T- rozsah pohybu rotace pánve, SD- směrodatná odchylka.

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>2</sub> pro pánev zamítnuta na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 5.5 Výsledky k hypotéze H<sub>3</sub>

*Pohyb v kloubech dolních končetin a pánve se u neoperované dolní končetiny mezi jednotlivými měřeními neliší.*

### 5.5.1 Hlezenní kloub

U neoperované dolní končetiny byl zjištěn statisticky významný rozdíl ve velikosti maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu mezi druhým a třetím měřením ( $p = 0,024$ ), (Tabulka 20). U třetího měření došlo k poklesu maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu v porovnání s předchozími měřeními (Tabulka 19).

Tabulka 19. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu neoperované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
A_PF1	-5,4	6,9	-2,4	10,6	-10,7	8,8
A_DF	14,1	6,2	18,5	11,4	9,5	9,2
A_PF2	-19,1	10,1	-15,8	10,5	-19,7	13,2
AR_S	33,4	5,5	34,9	6,2	31,3	6,7

Legenda k tabulce 19: A\_PF1- první maximum plantární flexe, A\_DF- maximum dorzální flexe, A\_PF2- druhé maximum plantární flexe, AR\_S- rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině, SD- směrodatná odchylka.

Tabulka 20. Hladiny statistické významnosti pro A\_DF.

	1.měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,340	0,190
2. měření	0,340		0,024
3. měření	0,190	0,024	

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>3</sub> pro hlezenní kloub přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.5.2 Kolenní kloub

U neoperované dolní končetiny byly zjištěny statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu v kolenním kloubu v sagitální a transversální rovině (Tabulka 21). V sagitální rovině byly zjištěny statisticky významné rozdíly v maximální extenzi (minimální flexi) kolenního kloubu ve švihové fázi (Tabulka 22) mezi prvním a třetím měřením ( $p = 0,001$ ) a mezi druhým a třetím měřením ( $p = 0,043$ ). Ve třetím měření byla extenze největší, hodnoty dosahovaly až hodnot hyperextenze ( $-3,8^\circ \pm 4,3^\circ$ ). V rovině transversální byl zjištěn statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace kolenního kloubu ve stejné fázi mezi druhým a třetím měřením

( $p = 0,025$ ), (Tabulka 23). Rozsah pohybu kolenního kloubu do rotace byl největší při třetím měření ( $17,7^{\circ} \pm 3,4^{\circ}$ ).

Tabulka 21 Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu neoperované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
<b>Sagitální rovina</b>						
K_F_St	15,7	7,0	15,1	7,1	11,3	5,7
K_E_St	0,6	6,1	0,9	4,8	-3,2	4,7
K_F_Sw	55,3	7,1	57,1	5,7	52,6	6,1
K_E_Sw	1,3	4,5	0,8	4,6	-3,8	4,3
AR_S	56,5	4,3	57,9	4,5	57,4	3,7
<b>Frontální rovina</b>						
K_F_max_St	8,8	6,3	5,2	4,4	5,2	4,6
K_F_min_St	2,9	5,6	0,9	5,0	0,6	4,2
K_F_max_Sw	19,1	10,6	15,8	8,8	15,6	10,9
K_F_min_Sw	0,7	5,0	0,5	7,0	1,2	7,4
KR_F_St	5,9	2,8	4,3	1,4	4,6	2,0
KR_F	19,7	8,9	16,7	7,9	16,9	8,3
<b>Transverzální rovina</b>						
K_Tmax_St	3,9	9,9	0,0	12,6	-4,2	10,7
K_Tmin_St	-11,2	9,0	-13,8	13,5	-21,9	10,4
K_Tmax_Sw	5,0	9,2	2,1	12,9	-4,1	12,2
K_Tmin_Sw	-15,2	10,7	-19,7	15,6	-25,4	13,1
KR_St_T	15,1	4,7	13,8	3,8	17,7	3,4
KR_T	23,7	5,2	23,3	7,1	23,7	3,0

Legenda: K\_F\_St- maximum flexe v koleni ve stejné fázi, K\_E\_St- maximum extenze (minimum flexe) v koleni ve stejné fázi, K\_F\_Sw- maximum flexe v koleni ve švihové fázi, K\_E\_Sw- maximum extenze v koleni ve švihové fázi, AR\_S- rozsah pohybu v koleni v sagitální rovině, K\_F\_max\_St- maximum abdukce (valgozita) ve stejné fázi, K\_F\_min\_St- maximum addukce (varozita) ve stejné fázi, K\_F\_max\_Sw- maximum abdukce (valgozita) ve švihové fázi, K\_F\_min\_Sw- maximum addukce (varozita) ve švihové fázi, KR\_F\_St- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině ve stejné fázi, KR\_F- rozsah pohybu v koleni ve frontální rovině, K\_Tmax\_St- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve stejné fázi, K\_Tmin\_St- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve stejné fázi, K\_Tmax\_Sw- maximum vnitřní rotace (minimum zevní) ve švihové fázi, K\_Tmin\_Sw- maximum zevní rotace (minimum vnitřní) ve švihové fázi, SD- směrodatná odchylka.

Tabulka 22. Hladiny statistické významnosti pro K\_E\_Sw.

	1. měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,151	0,001
2. měření	0,151		0,043
3. měření	0,001	0,043	



Tabulka 23. Hladiny statistické významnosti pro KR\_St\_T

	1. měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,608	0,075
2. měření	0,608		0,025
3. měření	0,075	0,025	

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_3$  pro kolenní kloub přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 5.5.3 Kyčelní kloub

U neoperované dolní končetiny byly zjištěny statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině. Statisticky významný byl rozdíl ve velikosti maximální addukce v kyčelním kloubu (Tabulka 25) mezi prvním a druhým měřením ( $p = 0,028$ ) a mezi druhým a třetím měřením ( $p = 0,043$ ), přičemž nejvyšších hodnot dosahovala addukce v kyčelním kloubu v druhém měření ( $4,6^\circ \pm 6,0$ ). Vysoká variabilita byla u rozsahu rotací kyčelních kloubu, ale rozdíly v rozsahu rotace nebyly statisticky významné (Tabulka 24).

Tabulka 24. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu neoperované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
Sagitální rovina						
H_F	30,5	6,2	34,1	7,8	34,5	5,3
H_E	-13,1	6,3	-10,4	7,7	-8,8	2,9
HR_S	43,6	5,2	44,5	2,9	43,3	4,8
Frontální rovina						
H_F_max	0,3	8,2	4,6	6,0	3,1	2,7
H_F_min	-11,7	6,3	-8,2	5,0	-9,3	2,8
HR_F	11,9	3,8	12,9	3,1	12,4	2,9
Transverzální rovina						
H_T_max	8,4	17,3	11,7	10,9	16,7	10,9
H_T_min	-15,3	15,2	-17,5	11,2	-9,2	14,4
HR_T	23,8	8,7	29,2	8,5	25,9	7,4

Legenda: H\_F- maximum flexe v kyčli, H\_E- maximum extenze v kyčli, HR\_S- rozsah pohybu v kyčli v sagitální rovině, H\_F\_max- maximum addukce v kyčli, H\_F\_min- maximum abdukce (minimum addukce) v kyčli, HR\_F- rozsah pohybu v kyčli ve frontální rovině, H\_T\_max- maximum vnitřní rotace v kyčli, H\_T\_min- maximum zevní (minimum vnitřní) rotace v kyčli, HR\_T- rozsah pohybu v kyčli v transverzální rovině, SD- směrodatná odchylka.

Tabulka 25. Hladiny statistické významnosti pro H\_F\_max

	1.měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,028	0,043
2. měření	0,028		0,844
3. měření	0,043	0,844	

S ohledem na výsledky byla hypotéza H<sub>3</sub> pro kyčelní kloub přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

#### 5.5.4 Pánev

U neoperované dolní končetiny byly zjištěny statistické rozdíly v rozsahu pohybu v oblasti pánve v rovině sagitální a transverzální. V rovině sagitální byl statisticky významný rozdíl mezi prvním a třetím měřením, a to jak v hodnotách maximální antevertze ( $p = 0,013$ ), (Tabulka 27), tak minimální ( $p = 0,017$ ), (Tabulka 28). Největší hodnota maximální i minimální antevertze pánve byla ve třetím měření. V rovině transverzální byly statisticky významné rozdíly v celkovém rozsahu rotace pánve (Tabulka 29) mezi prvním a třetím měřením ( $p = 0,015$ ) a druhým a třetím měřením ( $p = 0,015$ ), ve třetím měření byla hodnota rozsahu pohybu do rotace pánve nejvyšší, tj.  $12^\circ \pm 4,4$  (Tabulka 26).

Tabulka 26. Hodnoty úhlových parametrů pánve neoperované dolní končetiny.

Parametr [°]	Měření 1		Měření 2		Měření 3	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
<b>Sagitální rovina</b>						
P_S_max	11,3	3,6	12,8	6,4	15,7	3,4
P_S_min	8,3	3,8	9,2	5,3	12,1	3,4
PR_S	3,0	0,8	3,5	1,4	3,5	1,5
<b>Frontální rovina</b>						
P_F_max	4,5	1,7	3,9	2,6	5,7	2,5
P_F_min	-4,5	1,9	-4,1	2,5	-4,8	1,9
PR_F	8,8	2,6	8,7	2,5	9,2	2,0
<b>Transverzální rovina</b>						
P_T_max	6,4	2,3	5,4	2,7	7,3	3,4
P_T_min	-4,1	2,8	-4,7	3,2	-4,7	2,3
PR_T	10,4	2,7	10,1	3,3	12,0	4,4

Legenda: P\_S\_max- maximum antevertze pánve, P\_S\_min- minimum antevertze pánve, PR\_S- rozsah pohybu antevertze-retrovertze, P\_F\_max- maximální úklon ve stojné fázi (na kontralaterální stranu), P\_F\_min- maximální úklon ve švihové fázi (na ipsilaterální stranu), PR\_F- rozsah pohybu úklon pánve, P\_T\_max- maximum vnitřní rotace (na začátku stojné fáze), P\_T\_min- maximum zevní rotace (na konci stojné fáze), PR\_T- rozsah pohybu rotace pánve, SD- směrodatná odchylka.

Tabulka 27. Hladiny statistické významnosti pro P\_S\_max.

	1. měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,293	<b>0,013</b>
2. měření	0,293		0,135
3. měření	<b>0,013</b>	0,135	

Tabulka 28. Hladiny statistické významnosti pro P\_S\_min.

	1. měření	2. měření	3. měření
1. měření		0,382	<b>0,017</b>
2. měření	0,382		0,116
3. měření	<b>0,017</b>	0,116	

Tabulka 29. Hladiny statistické významnosti pro PR\_T.

	1.měření	2. měření	3. měření
1.měření		0,999	<b>0,015</b>
2. měření	0,999		<b>0,015</b>
3. měření	<b>0,015</b>	<b>0,015</b>	

S ohledem na výsledky byla hypotéza  $H_3$  pro pánev přijata na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 6 Diskuze

Přední zkřížený vaz (ligamentum cruciatum anterior, LCA) je důležitou strukturou pro kontrolu stability a pohybu kolenního kloubu (Georgoulis et al., 2005). Jeho hlavními úkoly jsou stabilizace tibie proti přední translaci vůči femuru, omezení nadměrné rotace tibie a kontrola varózního i valgózního úhlu (Cross et al., 1998). Poranění LCA je jedno z nejčastějších poranění kolenního kloubu, zvláště u mladé populace. Dle Mayera a Smékala (2004) má vliv na poranění LCA načasování stabilizace v posteroanteriorním a mediolaterálním směru ve stojné fázi a při doskoku, a také při korekci momentů sil působící anteriorní posun tibie. K poranění LCA dochází nejčastěji při komplexních aktivitách zahrnující rychlé změny pohybu. Léze LCA neznamena jen ztrátu mechanické stability, ale také ztrátu aferentního vstupu z proprioceptorů vazů, což ovlivňuje funkci neuromuskulární řízení oblasti kolenního kloubu. Léze LCA může být řešena operačně, kdy se nejčastěji přistupuje k anatomické rekonstrukci vazů některou z dostupných technik, či konzervativně. Dle studie Strehla a Egglia (2007) však konzervativní terapie nevede až u 2/3 pacientů k dostatečné stabilizaci kolenního kloubu a následně je i u nich léze LCA řešena chirurgicky. Do praxe je důležitý fakt, že díky rekonstrukci LCA dochází ke zlepšení mechanické stability, ale proprioceptivní funkce vazů obnovena není, na což je nutné myslet při volbě terapie pacientů po operační náhradě LCA (Moraiti et al., 2010).

V této diplomové práci jsme se rozhodli sledovat změny kinematických parametrů při chůzi. Běžná chůze sice není tolik náročná na stabilitu kolenního kloubu, ale je základním lidským lokomočním stereotypem využívaným každodenně. V důsledku léze LCA i po jeho operaci můžeme při chůzi vidět kompenzační mechanismy. Ty vznikají díky svalové adaptaci na bolest, otok měkkých tkání, výpotek v kolenním kloubu a nestabilitu kolenního kloubu, a snaží se tak zabránit dalšímu poranění kolene (Berchuck et al., 1990). Pokud během chůze dochází ke změnám pohybu v jednom kloubu dolní končetiny, automaticky dochází ke změnám kinematických a kinetických poměrů i v ostatních kloubech dolních končetin (Whittle, 2007).

Před vlastní analýzou chůze byly součástí vyšetření klinické dotazníky, a to Tegnerovo skóre aktivity, Lysholmovo skóre a IKDC (International Knee Documentation Committee). Tegnerovo skóre aktivity hodnotí návrat k předúrazovým aktivitám, Lysholmovo skóre a IKDC zohledňují subjektivní hodnocení funkce operovaného kolenního kloubu. Z našich výsledků se 11 z 12 probandů vrátilo ke sportovním aktivitám, které provozovali před zraněním, a to i k aktivitám s vysokými nároky na stabilitu kolenního kloubu (hokej, fotbal, americký fotbal). Výsledky Lysholmova skóre se rok po operaci zvýšily

z předoperačních hodnot  $81 \pm 14,1$  na  $92,8 \pm 8,2$  a hodnoty IKDC z  $75,6 \pm 12,6$  na  $90,1 \pm 10,2$ , z čehož vyplývá subjektivní zlepšení stavu po operaci LCA. Bližší zpracování těchto dotazníků je součástí disertační práce MUDr. Béřeše.

Hlavním cílem této práce bylo porovnat změny kinematických parametrů kloubů dolních končetin a pánve u pacientů s rupturou LCA, kteří následně podstoupili chirurgickou rekonstrukci LCA. První měření kinematických parametrů chůze probíhalo bezprostředně před operací LCA, další měření pak půl roku a jeden rok od operace. Výsledky jednotlivých měření jsme vůči sobě porovnávali, a to tak že byly srovnávány kinematické parametry končetiny s lézí LCA a neoperované končetiny v jednotlivých měření, dále byly srovnávány kinematické parametry operované dolní končetiny v jednotlivých měření a srovnávány kinematické parametry neoperované dolní končetiny v jednotlivých měření.

V porovnání kinematických parametrů neoperované končetiny a končetiny s rupturou LCA nebyly před operací zjištěny statisticky významné rozdíly v pohybu u žádného z námi sledovaných kloubů. Tato stranová symetrie může ukazovat na adaptaci neoperované končetiny na jednostrannou lézi LCA. Provedení chůze však bylo v rámci měřené skupiny značně variabilní, zvláště co se týče rozsahu pohybu v kyčelních a kolenních kloubech v transverzální rovině. V porovnání kinematických parametrů chůze u pacientů před operací LCA s kontrolní skupinou (bylo předmětem jiné diplomové práce) byly zjištěny statisticky významné rozdíly, a to ve zvýšení rozsahu pohybu hlezenního kloubu, kolenního kloubu a pánve u dolní končetiny s lézí LCA ve srovnání s kontrolní skupinou (Nalejváková, 2017). To potvrzují i zahraniční studie Shabani (2015), Moraiti et al. (2010) a Knoll et al. (2004).

V naměřených hodnotách sice nebyly statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými kinematickými parametry dolních končetin, ale z klinického hlediska došlo v prvním měření ke snížení extenze kolenního kloubu ve stejné fázi u dolní končetiny s rupturou LCA ve srovnání s neoperovanou dolní končetinou. Tato insuficientní extenze má vliv především na provedení odrazu. Shabani (2015), Gao & Zheng (2010) a Knoll et al. (2004) ve svých studiích našli statisticky významné rozdíly ve snížení maximální hodnoty extenze ve stejné fázi u kolenního kloubu s rupturou LCA. Nedostatečná extenze může být znakem omezení rozsahu pohybu způsobeného otokem měkkých tkání, výpotkem v kolenním kloubu, bolestí, dorzální nestabilitou či strategií pro minimalizaci anteriorního posunu tibie (Shabani, 2015; Knoll et al., 2004). V transverzální rovině byl rozsah pohybu v obou kolenních kloubech v měření před operací nižší než po operaci. Tento rozdíl však nebyl statisticky významný, nicméně klinicky poukazuje na fakt, že kolenní kloub s insuficientním LCA je ve svém neuromuskulárním projevu rigidnější než po operační náhradě LCA (Moraiti et al., 2010; Knoll et al., 2004).

Ve druhém měření půl roku po operaci byl statisticky významný rozdíl ve velikosti extenze kolenního kloubu ve stejné fázi mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou nalezen. Operovaný kolenní kloub nedosahoval plné extenze ve stejné fázi, ale zůstával v mírné semiflexi oproti neoperovanému kolennímu kloubu, což koreluje s výsledky studie Shabani (2015). Naše výsledky naopak nepodporují výsledky studií Knoll et al. (2004) a Devita et al. (1997), kde nebyl půl roku po operaci zjištěn žádný rozdíl v rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině. Jejich výsledky naznačují, že parametry chůze mají tendenci směřovat k normálním hodnotám přibližně 8 měsíců po operaci. Tento pozitivní časový trend však ovlivňují spolupráce pacienta, rehabilitace a načasování operace LCA po jeho ruptuře. Moraiti et al. (2010) a Hart et al. (2016) popisují menší rozsah pohybu operovaného kolenního kloubu v sagitální rovině zejména do flexe. To spojují se změněnou aktivací svalů operované dolní končetiny a narušenou neuromuskulární kontrolou kolenního kloubu (Moraiti et al., 2010; Hiemstra et al., 2007). Hart et al. (2016) také poukazují na fakt, že maximum biomechanického deficitu je viditelné právě šest měsíců po operaci LCA.

Vysokou variabilitu vykazovaly ve druhém měření hodnoty rotací operovaného kolenního kloubu, ale rozdíly mezi končetinami nebyly statisticky významné. Klinicky to může ukazovat různou úroveň dosažené variability pohybu kolenního kloubu po operaci LCA. Dle Moraiti et al. (2010) vede operační náhrada LCA ke změně variability chůze, ovšem neobnovuje variabilitu původní. To je způsobeno vlivem absence zpětné vazby z proprioceptorů původního LCA, přestože je mechanická stabilita kolenního kloubu obnovena. Toto přetrvávající narušení neuromuskulární kontroly je rizikovým faktorem pro další zranění kolenního kloubu či rozvoj gonartrózy (Moraiti et al., 2010; Hart et al., 2017).

Ve třetím měření rok po operaci jsme našli statisticky významný rozdíl mezi končetinami ve velikosti extenze kolenního kloubu ve stejné i švihové fázi. Hodnoty maximální extenze operovaného kolenního kloubu v obou fázích se blížily nule, avšak u neoperované končetiny byl kolenní kloub v hyperextenzi, to potvrzuje studie Shabani (2015). Hodnoty maximální extenze se oproti dříve naměřeným přiblížily hodnotám chůze u běžné populace. To potvrzují výsledky studií Bush – Joseph et al. (2001), Timoney et al. (1993), Moraiti et al. (2010), Bulgheroni et al. (1997) a Berchuck et al. (1990). Ti tvrdí, že se u pacientů v prvním roce po operaci LCA zcela neobnoví kinematika chůze, ale blíží se normálním hodnotám více než u pacientů s rupturou LCA léčených konzervativně. Kdežto ve studiích Bulgheroni et al. (1997), Knoll et al. (2004) a Devita et al. (1997) nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly v kinematice a kinetice kloubů dolních končetin, z čehož usuzují, že se u pacientů po operaci LCA zcela obnovují vzorce normální chůze. Rok po operaci jsme také zjistily rozdíly v rotaci

kyčelního kloubu, kdy statisticky významný byl rozdíl v rozsahu pohybu do zevní rotace. U operované dolní končetiny bylo maximum zevní rotace kyčelního kloubu vyšší než u neoperované, kdežto maximum vnitřní rotace bylo u operované dolní končetiny nižší.

K statisticky významným změnám v rozsahu pohybu tedy došlo v kolenním kloubu operované dolní končetiny mezi jednotlivými měřeními a u neoperované dolní končetiny byly statisticky významné změny v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu, a také v oblasti pánve. U operované dolní končetiny byly statisticky významné změny v kinematice kolenního kloubu ve frontální a transverzální rovině. V rovině transverzální došlo rok po operaci LCA ke zvýšení celkového rozsahu pohybu do rotace v kolenním kloubu během stojné fáze. Ve stojné i švihové fázi se významně zvětšila zevní rotace kolenního kloubu. Georgoulis et al. (2005) přisuzují větší rozsah rotací v operovaném kolenním kloubu při chůzi nedostatečností rotační stability operační náhrady LCA. Kdežto dle Moraiti et al. (2010) a Hart et al. (2017) zvýšení rozsahu pohybu do rotací operovaného kolenního kloubu nereflektuje instabilitu kolenního kloubu nýbrž snížení rigidity kolenního kloubu. Richards et al. (2015) popisují naopak snížení rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální a transverzální rovině po náhradě LCA, což poukazuje na zlepšení kontroly kolenního kloubu, ale taktéž to neříká vše o stabilitě a kontrole pohybu.

U neoperované dolní končetiny byl nalezen statisticky významný rozdíl v kinematice hlezenního kloubu. V měření rok po operaci došlo ke snížení dorzální flexe v hlezenním kloubu téměř na polovinu oproti předchozím měřením, a naopak ke zvýšení plantární flexe. Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině tedy zůstává téměř beze změny v porovnání všech tří měření. Tyto výsledky nepodporuje studie Devita et al. (1997), která popisuje zvýšení rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině půl roku po operaci až o 32 % oproti měření před operací. Vyšší hodnoty dorzální flexe v hlezenním kloubu mohou být spojeny s nedostatečnou extenzí kolenního kloubu.

V kolenním kloubu neoperované dolní končetiny byly statisticky významné změny v rozsahu pohybu v rovině sagitální a transverzální. V sagitální rovině došlo ke zvýšení hodnoty extenze během švihové fáze v měření rok po operaci. V rovině transverzální se zvýšil celkový rozsah rotací ve stojné fázi rok po operaci. V kyčelním kloubu byly zjištěny statisticky významné změny pohybu ve frontální rovině. Po operaci se zvýšilo maximum addukce v kyčelním kloubu v porovnání s měřením před operací. Bacchini et al. (2009) popisují zvýšení addukce v kyčelním kloubu a pokles pánve kontralaterálně od stojné končetiny pro svalovou slabost abduktorů kyčelního kloubu. Vysokou variabilitu vykazovaly hodnoty rotací v kyčelním kloubu ve všech třech měření, rozdíly mezi nimi však nebyly statisticky významné. V oblasti pánve byl nalezen statisticky významný rozdíl v rovině sagitální, jeden rok po operaci

byly u probandů naměřeny vyšší hodnoty antevertze pánve. Dle Bacchini et al. (2009) je větší antevertze pánve při zatížení dolní končetiny způsobena oslabením m. quadriceps. V rovině transverzální byly statisticky významné rozdíly v celkovém rozsahu rotace pánve, ve třetí měření byla hodnota celkové rotace pánve nejvyšší.

Naše výsledky poukazují na fakt, že se u pacientů s rupturou LCA a po její operaci objevuje kinematická adaptace neoperované dolní končetiny. Tato adaptace je kompenzačním mechanismem pro udržení symetrie kinematiky dolních končetin. Proto nejsou tak výrazné rozdíly ve výsledcích mezi pravou a levou končetinou během jednotlivých měření. Tyto výsledky potvrzuje studie Shabani (2015), ve které byla měření prováděna ve stejných časových obdobích jako v naší studii.

Při studiu literatury mě zaujal fakt, že většina zahraničních studií zaměřených na kinematické parametry chůze u pacientů před a po operaci LCA, se zabývala čistě kinematikou kolenního kloubu nikoliv celou dolní končetinou. Taktéž se jen malá část studií zabývá změnami kinematických parametrů v oblasti pánve a dolní části zad, kde vidíme kompenzační strategie velmi často.

I tato práce má své limity. Za významný limit této práce lze považovat nízký počet probandů a absenci kontrolní skupiny. Pro následnou publikaci je potřeba počet probandů navýšit a srovnat s výsledky měření kontrolní skupiny. V naší práci jsme sledovali provedení chůze pouze z hlediska změn kinematických parametrů, bylo by zajímavé popsat i kinetická data či využít elektromyografický záznam aktivace svalů dolní končetiny při chůzi. Jelikož byla diplomová práce vypracována v rámci projektu, na kterém se podílí více lidí, byla i data měření prováděna různými vyšetřujícími. To mohlo způsobit chybu měření, další chyby měření jsou spojené s metodou měření kinematické analýzy, například nepřesné umístění reflexních bodů na těle probandů a pohyb měkkých tkání během provedení chůze. Určitými chybami je zatížen i měřicí systém a samotné měřicí procedury, nebylo například možné hodnotit pohyb v hlezenním kloubu ve frontální rovině.



## 7 Závěry

Výše uvedená zjištění nás vedou k formulování následujících závěrů:

- Jeden rok po operaci dochází u operované dolní končetiny k významnému zvýšení rozsahu rotace kolenního kloubu.
- Operace má vliv také na nepostiženou končetinu. Ve srovnání se stavem před operací dochází jeden rok po ní k významnému zvýšení maxima extenze v kolenním kloubu ve švihové fázi, zvýšení addukce v kyčelním kloubu, zvýšení rozsahu rotace a maxima antevertze pánve.
- Mezi operovanou a neoperovanou končetinou je minimum rozdílů bez ohledu na to, zda se jedná o měření před operací či po operaci. Chůzový cyklus se tedy jeví jako poměrně symetrický.

## 8 Souhrn

Hlavním cílem této práce bylo posoudit vliv operace předního zkříženého vazů kolenního kloubu na provedení chůze a popsat změny kinematických parametrů.

Teoretická část obsahuje poznatky o chůzi, základních biomechanických předpokladech pro provedení chůze, jednotlivých fázích chůzového cyklu a analýze chůze. Další část popisuje stavbu a biomechaniku kolenního kloubu, vlastnosti předního zkříženého vazů a jeho patologie, metody jeho léčby a srovnání těchto metod dle výsledků zahraničních studií.

Testovaný soubor tvořilo 12 probandů, 3 ženy a 9 mužů ve věku  $29,4 (\pm 6,4)$  let s rupturou LCA, kteří byli indikováni k operačnímu řešení. Bezprostředně před operací ( $3,5 \pm 1,8$  dne) probíhalo první měření, poté půl roku po operaci ( $6,4 \pm 0,9$  měsíců) a rok po operaci ( $12,5 \pm 0,8$  měsíců). Ve vymezeném prostoru byli pacienti vyzváni k deseti pokusům přirozené chůze. 3D kinematická analýza chůze byla provedena pomocí systému Vicon. Záznam pohybové sekvence byl zpracován v programu Vicon Nexus s využitím modelu Plug-In Gait. Data byla dále exportována do programu Vicon Polygon a následně pro statistické zpracování exportována do programu Microsoft Excel.

Z naměřených výsledků vyplývá, že kinematické parametry na operované a neoperované končetině se významně neliší bez ohledu na to, zda bylo měření provedeno před operací, půl roku nebo rok po ní. Jedinou výjimkou byla extenze v kolenním kloubu, která byla při druhém a třetím měření významně nižší u operované končetiny. U neoperované dolní končetiny došlo rok po operaci ke snížení dorzální flexe v hlezenním kloubu v porovnání s předchozími měřeními téměř na polovinu, ke zvýšení maxima extenze a rozsahu rotací kolenního kloubu, ke zvýšení addukce v kyčelním kloubu a v oblasti pánve ke zvětšení rozsahu pohybu do antevertze a retrovertze. U dolní končetiny s operovaným kolenním kloubem bylo rok po operaci statisticky významné zvýšení rozsahu kolenního kloubu do rotace a do addukce. Ve druhém a třetím měření byly statisticky významné rozdíly mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou ve velikosti extenze kolenního kloubu ve stojné fázi, kdy u operované bylo maximum extenze nižší.

## 9 Summary

The aim of this thesis was to assess the effect of the surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament on the gait, and to describe the changes of the kinematic parameters.

The theoretical part of this thesis contains knowledge about the gait, the basic prerequisite of the performance of the gait, the phases of the gait cycle and an analysis of the gait. The next part describes the structure and biomechanics of the knee joint, the characteristic of the anterior cruciate ligament and its pathology, the methods of its treatment and the comparison of these methods according to the results of foreign studies.

The tested group consisted of 12 probands, 3 women and 9 men aged 29.4 (+/- 6.4 years) with an LCA rupture who were indicated for surgical reconstruction. The first measurement was performed immediately before the surgery (3.5 +/- 1.8 days), then half a year after the surgery (6.4 +/- 0.9 months), and one year after the surgery (12.5 +/- 0.8 months). In a designated area, patients were asked to perform ten natural attempts of gait. The 3D kinematic analysis of gait was measured by using the Vicon system. The motion sequence was processed in the Vicon Nexus program with the use of the Plug-In Gait model. The data were exported to the Vicon Polygon program and consequently exported to Microsoft Excel for statistical processing.

The measured results have shown that the kinematic parameters on the operated and unoperated limb do not significantly differ, regardless of whether the measurements were made before the surgery, up to half a year or even a year afterwards. The only exception was with extension of the knee joint, which was significantly lower in the second and third measurements in the operated limb. In the unoperated lower limb there were many changes in postoperative measurements; the dorsal flexion in the ankle decreased by almost half compared to previous measurements; extension and rotation increased in the knee; adduction increased in the hip joint, and in the pelvis region the range of movement to anteversion and retroversion increased. On the operated lower limb with the surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament there was a significant increase in rotation and adduction of the knee one year after the surgery. In the second and third measurements there were statistically significant differences between the operated and unoperated lower limb in the size of the extension of the knee joint in the stance phase, while maximum knee extension was lower on the operated lower limb.

## 10 Referenční seznam

- Bacchini, M., Cademartiri, C., & Soncini, G. (2009). Gait analysis in patients undergoing ACL reconstruction according to Kenneth Jones' technique. *Acta Biomedica*, 80, 140-149.
- Berchuck, M., Andriacchi, T., Bach, B., & Reider, B. (1990). Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *Journal of bone and joint surgery*, 72(6).
- Bicer, E. K., Lustig, S., Servien, E., Selmi, T. A. S., & Neyret, P. (2010). Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(8), 1075-1084.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. (1996). *Clinical disorders of balance posture and gait*. London: Hodder headline.
- Bulgheroni, P., Bulgheroni, M. V., Andrini, L., Guffanti, P., & Giughello, A. (1997). Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 5(1), 14 – 21.
- Bush – Joseph, C. A., Hurwitz, D. E., Patel, R. R., Bahrani, Y., Garretson, R., & Bach, B. R. (2001) Dynamic function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous patellar tendon. *American Journal of Sports Medicine*, 29, 36 – 41.
- Cross, M. (1998). Anterior Cruciate Ligament Injuries: Treatment and Rehabilitation. *Encyclopedia of Sports Medicine and Science, Internet Society for Sport Science* Retrieved 12. 3. 2018 from the World Wide Web: <https://sportsci.org/encyc/index.html>.
- Čech, O., Sosna, A., & Bartoniček, J. (1986). *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha: Avicenum.
- Čihák, R., Grim, M., & Fejfar, O. (2011). *Anatomie* (3rd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Delince, P., & Ghafil, D. (2012). Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee surgery sports traumatology arthroscopy*, 20, 48 – 61. Retrieved 10. 8. 2017 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21773828>.
- Desai, N., Björnsson, H., Musahl, V., Bhandari, M., Petzold, M., Fu, F. H., & Samuelsson, K. (2014). Anatomic single – versus double – bundle ACL reconstruction: a meta – analysis.

- Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(5), 1009 – 1023. Retrived 25. 10. 2017 from World Wide Web: [http://downloadv2.springer.com/static/pdf/84/art%253A10.1007%252Fs00167-013-2811-6.pdf?token2=exp=1428831766~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F84%2Fart%25253A10.1007%25252Fs00167-013-28116.pdf\\*~hmac=5c459f50d7b3d47aad576b95130f717e5e9d6fc16707bdf0b59a5a3e555fc9](http://downloadv2.springer.com/static/pdf/84/art%253A10.1007%252Fs00167-013-2811-6.pdf?token2=exp=1428831766~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F84%2Fart%25253A10.1007%25252Fs00167-013-28116.pdf*~hmac=5c459f50d7b3d47aad576b95130f717e5e9d6fc16707bdf0b59a5a3e555fc9).
- Devitta, P., Hortobagyi, T., Barrier, J., Torry, K., Glover, K., Speroni, D., Money, J., & Mahar, M. (1997). Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(7), 853-859.
- Dungl, P. (2014). *Ortopedie* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie* (1st ed.) Praha: Grada Publishing.
- Fremerey, R. W., Lobenhoffer, P., Zeichen, J., Skutek, M., Bosch, U., & Tscherne, H. (2000). Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament: a prospective, longitudinal study. *Journal of bone and joint surgery*, 82(6), 801 – 806.
- Gage, J. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith.
- Gao, B., & Zheng, N. N. (2010). Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knees during walking. *Clinical Biomechanic* 25, 222–229.
- Georgoulis, A. D., Ristanis, S., Moraiti, C., Mitsou, A., Bernard, M., & Stergiou, N. (2005). Three-dimensional kinematics of the tibiofemoral joint in ACL-deficient and reconstructed patients shows increased tibial rotation. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15(1), 49 – 56. Retrived 12. 9. 2017 from the World Wide Web: <http://digitalcommons.unomaha.edu/biomechanicsarticles/142/>.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Hart, R., & Štipčák, V. (2010). *Přední zkřížený vaz kolenního kloubu*. Praha: Maxdorf.
- Hart, H., Culvenor, A., Collins, N., Ackland, D., Cowan, S., Machotka, Z., & Crossley, K. (2015). Knee kinematics and joint moments during gait following anterior cruciate

- ligament reconstruction: a systematic review and meta – analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 50(10), 597 – 612.
- Hiemstra, L.A., Webber, S., MacDonald, P.B., & Kriellaars, D.J. (2007) Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft. *Clinical Biomechanics*, 22, 543–550.
- Hussein, M., van Eck, C. F., Cretnik, A., Dinevski, D., & Fu., F. H. (2012). Prospective Randomized Clinical Evaluation of Conventional Single – Bundle, Anatomic Single – Bundle, and Anatomic Double – Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(3), 512 – 520. Retrived 10. 8. 2017 from the World Wide Web: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/0363546511426416>.
- Inman, V., Ralston, H., & Todd, F. (2006). *Human Walking* (3rd ed.). Baltimore: Williams and Wilkins.
- Janura, M. (2014). *Mechanika a biomechanika 3 [studijní opora]*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě.
- Kapandji, I. A. (2010). *The Physiology of the Joints, Volume II. Lower Limb* (6. Eds.). Churchill Livingstone.
- Kautzner, J., Kos, P., Hanus, M., Trc, T., & Havlas, V. (2015). A comparison of ACL reconstruction using patellar tendon versus hamstring autograft in female patients: a prospective randomised study. *International Orthopaedics*, 39(1), 125 – 130. Retrived 7. 9. 2017 from World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25128968>.
- Kawaguchi, Y., Kongo, E., Kitamura, N., Kai, S., Inoue, M., & Yasuda, K. (2011). Comparisons of femoral tunnel enlargement in 169 patients between single – bundle and anatomic double – bundle anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon grafts. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(8), 1249 – 1257. Retrived 7. 9. 2017 from World Wide Web: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=d3a09ca5-caa7-49e1-8fbc-c7f84a4f37ff%40sessionmgr198&vid=108&hid=123>.
- Kessler, M. A., Behrend, H., Henz, S., Stutz, G., Rukavina, A., & Kuster, M. S. (2008). Function, osteoarthritis and activity after ACL – rupture: 11 years follow – up results of

- conservative versus reconstructive treatment. *Knee surgery sports traumatology arthroscopy*, 16, 442 – 448.
- Knoll, Z., Kiss, R., & Kocsis, L. (2004). Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*, 14, 287 – 294.
- Kondo, E., Merican, A. M., Yasuda, K., & Amis, A. A. (2011). Biomechanical Comparison of Anatomic Double – Bundle, Anatomic Single – Bundle, and Nonanatomic Single – Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(2), 279–288.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Li, Y. L., Ning, G. Z., Wu, Q., Wu, Q. L., Li, Y., Hao, Y., & Feng, S. Q. (2014). Single bundle or double bundle for anterior cruciate ligament reconstruction: A meta – analysis. *The Knee*, 21(1), 28 – 37. Retrived 10. 10. 2017 from Academic Search Complete database on the World Wide Web: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=ae56aaf8-d132-47d2-9813-ba0424067d71%40sessionmgr112&vid=27&hid=123>.
- Macdonald, S. A., Heard, S. M., Hiemstra, L. A., Buchko, G. M., Kerslake, S., & Sasyniuk, T. M. (2014). A comparison of pain scores and medication use in patients undergoing single – bundle or double – bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Canadian Journal of Surgery*, 57(3), 98 – 104.
- Magee, D. J. (2002). *Orthopedic Physical Assessment* (4rd ed.). Michigan University: Saunders.
- Mai, X. Shuguang, G., Chao, Z., Rui, H., Jinpeng, S., Yilin, X., & Guanghua, L., (2013). Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Single – Bundle Versus Double – Bundle Technique: Meta – analysis of 19 Randomized Controlled Trials. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 29(2), 357 – 365.

- Mašát, P., Dylevský, I., & Havlas, V. (2005). Výsledky operací náhrad předního zkříženého vazy kolenního kloubu. *Kontakt, 1(2)*, 145 – 152. Retrived 10. 10. 2017 from the World Wide Web: <http://casopiszfju.zsf.jcu.cz/kontakt/administrace/clankyfile/20120321152834144975.pdf>.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 11(3)*, 111 – 117.
- Meredick, R. B., Vance, K. J., Appleby, D., & Lubowitz, J. H. (2008). Outcome of Single – Bundle versus Double – Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament, A Meta – Analysis. *The American Journal of Sports Medicine, 36(7)*, 1414 – 1421.
- Moraiti, C. O., Stergiou, N., Vasiliadis, H. S., Motsis, E., & Georgoulis, A. D. (2010). Anterior cruciate ligament reconstruction results in alterations in gait variability. *Gait and posture, 32(2)*, 169 – 175.
- Nalejvácová, K. (2017). *Změny v kinematických parametrech dolních končetin při chůzi u pacientů po ruptuře předního zkříženého vazy*. Diplomová práce, Ostravská Univerzita, Lékařská fakulta, Ústav rehabilitace.
- Nýdrle, M., & Veselá, H. (1992). *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Prodromos, C. C., Brown, C., Fu, F. H., Georgoulis, A. D., Gobbi, A., Howell, S. M., Johnson, D., Paulos, L. E., & Shelbourne, K. D. (2008). *The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science*. Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). USA: SLACK Incorporated.
- Poehling – Monaghan, K. L., Salem, H., Ross, K. E., Secrist, E., Ciccotti, M. C., Tjoumakaris, F., Ciccotti, M. G., & Freedman, K. B. (2017). Long – Term Outcomes in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Patellar Tendon Versus Hamstring Autografts. *Orthopaedic journal of Sports Medicine, 5(6)*. Retrived 1. 9. 2017 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5476329/>.
- Porada, V., & Šimšík, D. (2010). *Identifikace osob podle dynamického stereotypu chůze*. Karlovy Vary: Vysoká škola Karlovy Vary.



- Richards, J., Chohan, A., Janssen, J., & Selfe, J. (2015). Taping and bracing of the knee joint: A ladder of conservative intervention for patellofemoral pain. *Physiotherapy, 101*(1), 1280 – 1281.
- Rose, J. & Gamble, J. G. (2006) *Human Walking* (3rd ed.). Michigan University: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sadeghpour, A., Ebrahimpour, A., Attar, B., and Azizian Z. (2017). Comparison of patellar versus hamstring tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: A 6 – month follow – up of a randomized clinical trial. *Journal of Research in Medical Sciences, 22*.
- Sailhan, F., & Ribinik, P. (2015). Conservative versus operative treatment for anterior cruciate ligament tear: Results and risk factors for osteoarthritis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 58*, 63 – 64. Retrived 1. 9. 2017 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065715002389>.
- Samuelsen, B.T., Webster, K. E., Johnson, N. R., Hewett, T. E., & Krych, A. J. (2017). Hamstring Autograft versus Patellar Tendon Autograft for ACL Reconstruction: Is There a Difference in Graft Failure Rate? A Meta – analysis of 47, 613 Patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 475*(10), 2459 – 2468. Retrived 12. 9. 2017 from the World Wide Web: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11999-017-5278-9>.
- Shabani, B. (2015). Gait knee kinematics of patients with ACL rupture: a 3D assessment before and after the reconstruction. *Biomechanics*. Université Claude Bernard – Lyon I.
- Skinner, H. B., & McMahan, P. J. (2014). *Current diagnosis & treatment in orthopedics* (5th ed.). New York: McGraw – Hill Education.
- Solomon, D. H., Simel, D. L., Bates, D. W., Katz, J. N., & Schaffer, J. L. (2001). Does This Patient Have a Torn Meniscus or Ligament of the Knee? Value of the Physical Examination. *JAMA, 286*(13), 1610 – 1620.
- Strehl, A., & Egli, S. (2007). The value of conservative treatment in ruptures of the anterior cruciate ligament (ACL). *The Journal of Trauma, 62*(5), 1159 – 62.

- Timoney, J.M., Inman, W.S., Quesada, P.M., Sharkey, P.F., Barrack, R.L., & Skinner, H.B. (1993). Return of normal gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 21, 887–889.
- Trnavský, K., Rybka, V., Beran, J., Dupal, P., Hrazdira, L., Mechl, M., Šulcová, Y., Valenta, J., & Vavřík, P. (2006). *Syndrom bolestivého kolena*. Praha: Galén.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie* (4th ed.), Praha: Grada Publishing.
- Vařeka, I., & Vařeková R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- van Eck, C. F., Kopf, S., Irrgang, J. I., Blankevoort, L., Bhandari, M., Fu, F. M., Poolman R. W. (2012). Single – Bundle Versus Double – Bundle Reconstruction for Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Meta – Analysis—Does Anatomy Matter? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 28(3), 405 – 424.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Oxford: Butterworth Heinemann.
- Zhang, Q., Zhang, S., Cao, X., Liu, L., Liu, Y., & Li, R. (2014). The effect of remnant preservation on tibial tunnel enlargement in ACL reconstruction with hamstring autograft: a prospective randomized controlled trial. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(1), 166 – 173.

## 11 Přílohy

### Příloha 1. Seznam zkratk

3D – trojdimenzionální

aj. – a jiné

AM – anteromediální

atd. – a tak dále

BTB – bone to bone

cm – centimetr

CNS – centrální nervová soustava

DK – dolní končetina

FNOL – Fakultní nemocnice Olomouc

HIV – Human Immunodeficiency Virus

IKDC – International Knee Documentation Committee

LCA – ligamentum cruciatum anterior

LCP – ligamentum cruciatum posterior

M, m – musculus

mm – milimetr

p – hladina statistické významnosti

PL – posterolaterální

SD – směrodatná odchylka

STG – semitendinosus gracilis

tj. – to je

tzv. – takzvaná, -ý, -é

USA – United States of America

## **Příloha 2. Seznam tabulek**

Tabulka 1. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině – první měření.

Tabulka 2. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu – první měření.

Tabulka 3. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu – první měření.

Tabulka 4. Hodnoty úhlových parametrů pánve – první měření.

Tabulka 5. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině – druhé měření.

Tabulka 6. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu – druhé měření.

Tabulka 7. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu – druhé měření.

Tabulka 8. Hodnoty úhlových parametrů pánve – druhé měření.

Tabulka 9. Hodnoty úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině – třetí měření.

Tabulka 10. Hodnoty úhlových parametrů v kolenním kloubu – třetí měření.

Tabulka 11. Hodnoty úhlových parametrů v kyčelním kloubu – třetí měření.

Tabulka 12. Hodnoty úhlových parametrů pánve – třetí měření.

Tabulka 13. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu operované dolní končetiny.

Tabulka 14. Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu operované dolní končetiny.

Tabulka 15. Hladiny statistické významnosti pro KR\_St\_T

Tabulka 16. Hladiny statistické významnosti pro K\_F\_min\_Sw

Tabulka 17. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu operované dolní končetiny.

Tabulka 18. Hodnoty úhlových parametrů pánve operované dolní končetiny.

Tabulka 19. Hodnoty úhlových parametrů hlezenního kloubu neoperované dolní končetiny.

Tabulka 20. Hladiny statistické významnosti pro A\_DF.

Tabulka 21. Hodnoty úhlových parametrů kolenního kloubu neoperované dolní končetiny.

Tabulka 22. Hladiny statistické významnosti pro K\_E\_Sw.

Tabulka 23. Hladiny statistické významnosti pro KR\_St\_T

Tabulka 24. Hodnoty úhlových parametrů kyčelního kloubu neoperované dolní končetiny.

Tabulka 25. Hladiny statistické významnosti pro H\_F\_max

Tabulka 26. Hodnoty úhlových parametrů pánve neoperované dolní končetiny.

Tabulka 27. Hladiny statistické významnosti pro P\_S\_max.

Tabulka 28. Hladiny statistické významnosti pro P\_S\_min.

Tabulka 29. Hladiny statistické významnosti pro PR\_T.

### **Příloha 3. Seznam obrázků**

Obrázek 1. Dělení chůzového cyklu dle Perry a Burnfield (2010), (Perry & Burnfield, 2010).

Obrázek 2. Kinematika hlezenního kloubu v sagitální rovině (Kranzl, 2011).

Obrázek 3. Kinematika kolenního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině (Kranzl, 2011).

Obrázek 4. Kinematika kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině (Kranzl, 2011).

Obrázek 5. Kinematika pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině (Kranzl, 2011).

Obrázek 6. Anatomie kolenního kloubu (<http://acl-plastika.wbs.cz/Anatomie-kolene.html>).

Obrázek 7: Osy pohybů v kolenním kloubu (Čech et al., 1986).

Obrázek 8. Inzerce svazků LCA při pohybu do flexe (Bicer et al., 2010).

Obrázek 9: Umístění reflexních markerů pohled zepředu dle modelu Plug in Gait.

## Příloha 4. Vyjádření Etické komise FTK UP Olomouc



Fakulta  
tělesné kultury

Genius loci

### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 4. 1. 2018 byl projekt diplomové práce

autor /hlavní řešitel/: **Bc. Gabriela Lachnitová**

s názvem **Kinematická analýza chůze před a po operaci předního zkrříženého vazů**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **6 / 2018**  
dne: **25. 1. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009  
www.ftk.upol.cz

## **Příloha 5. Informovaný souhlas**

### **Informovaný souhlas**

**Název diplomové práce** Kinematická analýza chůze před a po operaci předního zkříženého vazů

**Autor diplomové práce:** Bc. Gabriela Lachnitová

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Je mi více než 18 let.
3. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cílech práce, o vyšetřovacích a terapeutických postupech, které budu absolvovat. Jsem plně srozuměn(a), že se jedná o neinvazivní postupy.
3. Beru na vědomí, že prováděné vyšetření je výzkumnou činností.
4. Souhlasím s tím, že moje účast na diplomové práci je zcela dobrovolná a že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit.
5. Při zveřejnění kazuistiky vyšetřovaného pacienta budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny.

Datum:

Podpis účastníka:

Datum:

Podpis vyšetřujícího fyzioterapeuta:

## Příloha 6. Překlad abstraktu a souhrnu

**Abstrakt:** Cílem této diplomové práce bylo posoudit vliv operačního řešení ruptury předního zkříženého vazů na kinematiku chůze. Výzkumu se zúčastnilo 12 osob, ve věku  $29,4 \pm 6,4$  let, s plánovanou operační rekonstrukcí předního zkříženého vazů. Teoretická část obsahuje poznatky o strukturách kolenního kloubu, poranění předního zkříženého vazů, následcích nedostatečnosti vazů a srovnání jednotlivých typů řešení ruptury předního zkříženého vazů. Před zahájením vlastního měření byl proveden odběr anamnézy a klinické testy včetně Tegnerova skóre aktivity, Lysholmova skóre a IKDC, dále byl pacient instruován k deseti pokusům přirozené chůze ve vyznačeném prostoru. Pro získání kinematických parametrů dolních končetin a pánve byl použit optoelektronický systém Vicon MX. Měření probíhalo před operací a následně půl roku a rok po operaci předního zkříženého vazů. Hodnoceny byly změny úhlových parametrů kloubů dolních končetin. Klinicky významné byly změny v rozsahu pohybu kloubů neoperované dolní končetiny a zvýšení rozsahu pohybu operovaného kolenního kloubu do extenze a rotace ve stojné fázi rok po operaci.

**Abstract:** The aim of this thesis was to assess the effect of the surgical reconstruction of the rupture of the anterior cruciate ligament on the kinematics of the gait. Twelve people ( $29,4 \pm 6,4$  years) with planned anterior cruciate ligament reconstruction took part in the research. The theoretical part of the thesis contains knowledge about the structure of the knee, the anterior cruciate ligament injury, the consequences of ligament deficiency and a comparison of various solutions of anterior cruciate ligament reconstruction. Before commencing the measuring, the patients were asked for their anamnesis, including the Tegner scale, the Lysholm scale, and the IDKC. Then patients were asked to do ten natural walks in the designated area. The optoelectronic system Vicon MX was used for the kinematic data of the lower limb and pelvis. The measurement took place immediately before the surgery, and six and twelve months after the surgery. Changes in angular parameters of the joints of the lower limbs were evaluated. The changes were clinically significant in the range of movement of the joints in the healthy lower limb, and increased in the range of extension and rotation in the stance phase of the operated lower limb one year after the operation.



## Souhrn

Hlavním cílem této práce bylo posoudit vliv operace předního zkříženého vazů kolenního kloubu na provedení chůze a popsat změny kinematických parametrů.

Teoretická část obsahuje poznatky o chůzi, základních biomechanických předpokladech pro provedení chůze, jednotlivých fázích chůzového cyklu a analýze chůze. Další část popisuje stavbu a biomechaniku kolenního kloubu, vlastnosti předního zkříženého vazů a jeho patologie, metody jeho léčby a srovnání těchto metod dle výsledků zahraničních studií.

Testovaný soubor tvořilo 12 probandů, 3 ženy a 9 mužů ve věku  $29,4 (\pm 6,4)$  let s rupturou LCA, kteří byli indikováni k operačnímu řešení. Bezprostředně před operací ( $3,5 \pm 1,8$  dne) probíhalo první měření, poté půl roku po operaci ( $6,4 \pm 0,9$  měsíců) a rok po operaci ( $12,5 \pm 0,8$  měsíců). Ve vymezeném prostoru byli pacienti vyzváni k deseti pokusům přirozené chůze. 3D kinematická analýza chůze byla provedena pomocí systému Vicon. Záznam pohybové sekvence byl zpracován v programu Vicon Nexus s využitím modelu Plug-In Gait. Data byla dále exportována do programu Vicon Polygon a následně pro statistické zpracování exportována do programu Microsoft Excel.

Z naměřených výsledků vyplývá, že kinematické parametry na operované a neoperované končetině se významně neliší bez ohledu na to, zda bylo měření provedeno před operací, půl roku nebo rok po ní. Jedinou výjimkou byla extenze v kolenním kloubu, která byla při druhém a třetím měření významně nižší u operované končetiny. U neoperované dolní končetiny došlo rok po operaci ke snížení dorzální flexe v hlezenním kloubu v porovnání s předchozími měřeními téměř na polovinu, ke zvýšení maxima extenze a rozsahu rotací kolenního kloubu, ke zvýšení addukce v kyčelním kloubu a v oblasti pánve ke zvětšení rozsahu pohybu do antevertze a retrovertze. U dolní končetiny s operovaným kolenním kloubem bylo rok po operaci statisticky významné zvýšení rozsahu kolenního kloubu do rotace a do addukce. Ve druhém a třetím měření byly statisticky významné rozdíly mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou ve velikosti extenze kolenního kloubu ve stojné fázi, kdy u operované bylo maximum extenze nižší.

## Summary

The aim of this thesis was to assess the effect of the surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament on the gait, and to describe the changes of the kinematic parameters.

The theoretical part of this thesis contains knowledge about the gait, the basic prerequisite of the performance of the gait, the phases of the gait cycle and an analysis of the gait. The next part describes the structure and biomechanics of the knee joint, the characteristic of the anterior cruciate ligament and its pathology, the methods of its treatment and the comparison of these methods according to the results of foreign studies.

The tested group consisted of 12 probands, 3 women and 9 men aged 29.4 ( $\pm 6.4$  years) with an LCA rupture who were indicated for surgical reconstruction. The first measurement was performed immediately before the surgery ( $3.5 \pm 1.8$  days), then half a year after the surgery ( $6.4 \pm 0.9$  months), and one year after the surgery ( $12.5 \pm 0.8$  months). In a designated area, patients were asked to perform ten natural attempts of gait. The 3D kinematic analysis of gait was measured by using the Vicon system. The motion sequence was processed in the Vicon Nexus program with the use of the Plug-In Gait model. The data were exported to the Vicon Polygon program and consequently exported to Microsoft Excel for statistical processing.

The measured results have shown that the kinematic parameters on the operated and unoperated limb do not significantly differ, regardless of whether the measurements were made before the surgery, up to half a year or even a year afterwards. The only exception was with extension of the knee joint, which was significantly lower in the second and third measurements in the operated limb. In the unoperated lower limb there were many changes in postoperative measurements; the dorsal flexion in the ankle decreased by almost half compared to previous measurements; extension and rotation increased in the knee; adduction increased in the hip joint, and in the pelvis region the range of movement to anteversion and retroversion increased. On the operated lower limb with the surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament there was a significant increase in rotation and adduction of the knee one year after the surgery. In the second and third measurements there were statistically significant differences between the operated and unoperated lower limb in the size of the extension of the knee joint in the stance phase, while maximum knee extension was lower on the operated lower limb.

**Přeložila Mgr. Lenka Vacková**

**Slovanské gymnázium Olomouc**

**SLOVANSKÉ GYMNÁZIUM  
OLOMOUC  
tř. Jiřího z Poděbrad 13  
(1)**