

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**DYNAMICKÁ ANALÝZA CHŮZE PŘED A PO OPERACI PŘEDNÍHO
ZKŘÍŽENÉHO VAZU**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Ladislav Závrbký, TV-SV
Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Bc. Ladislav Závrbský
Název diplomové práce: Dynamická 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, Ph.D.
Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt:

Diplomová práce je zaměřena na chůzi u pacientů, kteří trpí poraněním předního zkříženého vazů a následně chůzi po operaci předního zkříženého vazů.

Cílem práce je posoudit efekt operace předního zkříženého vazů na zatížení končetin při chůzi. Výzkumný soubor se skládal z 12 osob ve věku $29,4 \pm 6,4$ let. Měřené osoby podstoupily měření zatížení končetin na silových plošinách Kistler 9286AA. Všichni probandi trpěli rupturou předního zkříženého vazů bez dalších přidružených poranění kolenního kloubu a před měřením podstoupili klinické vyšetření.

Výsledky jsou statisticky zpracovány a prezentovány v tabulkách s ohledem na jednotlivé složky reakční síly podložky (silové plošiny). Významně vyšší bylo první vertikální maximum síly a druhé vertikální maximum síly 12 měsíců po operaci u obou dolních končetin. Při měření po 12 měsících byl nalezen významný rozdíl v maximu síly brzdící fáze u obou dolních končetin. Porovnání maxima síly brzdící fáze u měření, která proběhla 6 a 12 měsíců po operaci, prokázalo u končetiny s rupturou předního zkříženého vazů vyšší zápornou hodnotu při měření 12 měsíců po operaci. Čas maxima brzdící fáze se v období od 6 měsíců po operaci do 12 měsíců po operaci prodloužil.

Klíčová slova: chůze, přední zkřížený vaz, operace, dynamická analýza, silové plošiny

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Bc. Ladislav Závrbský
Title of master thesis: Dynamic 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, Ph.D.
The year of presentation: 2020

Abstract:

The thesis is focused on gait in patients with an anterior cruciate ligament injury and consequently the gait after anterior cruciate ligament surgery.

The aim of this thesis is to assess the effect of anterior cruciate ligament surgery on the limb loading while walking. The observed group consisted of 12 subjects aged 29.4 ± 6.4 years. Measured subjects underwent measurements of the gait using force plates Kistler 9286AA. All subjects were suffering from anterior cruciate ligament rupture without additional associated knee joint injuries and the subjects underwent clinical examination before measuring.

The results are statistically processed and presented in tables with a focus on the individual components of the ground reaction force. The first vertical peak and the second vertical peak were significantly higher 12 months after surgery in both lower limbs. During the measuring after 12 months, there was a significant difference in the braking peak in both legs. Comparison of the maximum braking peak in the measurements, which took place 6 and 12 months after the surgery, showed a higher negative value in the limb with anterior cruciate ligament rupture during the measuring 12 months after surgery. The time of braking peak was increased from 6 months to 12 months postoperatively.

Keywords: gait, anterior cruciate ligament, operation, dynamic analysis, force plate

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedl všechny použité literární zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 4.5.2020

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za odborné vedení práce, poskytování rad, materiálových podkladů a času, jenž mi byl ochoten věnovat při tvorbě diplomové práce.

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Anatomie dolní končetiny	10
2.2 Kolenní kloub.....	12
2.2.1 Pohyb kolenního kloubu	14
2.2.2 Síly a momenty sil působící na kolenní kloub	16
2.2.3 ACL	16
2.2.3.1 <i>Struktura.....</i>	16
2.2.3.2 <i>Příčiny a typy poranění</i>	16
2.2.3.3 <i>Vyšetření.....</i>	18
2.2.3.4 <i>Léčba a rehabilitace.....</i>	19
2.3 Chůze	22
2.3.1 Lokomoce a motorika.....	24
2.3.2 Chůzový cyklus	25
2.3.4 Analýza chůze.....	29
2.3.4.1 <i>Kinematická analýza chůze</i>	30
2.3.4.2 <i>Kinetická (dynamická) analýza chůze</i>	31
2.3.5 Analýza chůze u osob s rupturou ACL.....	34
3 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY	36
3.1 Hlavní cíl	36
3.2 Dílčí cíle	36
3.3 Hypotézy.....	36
4 METODIKA	37
4.1 Charakteristika výzkumného souboru.....	37
4.2 Metody sběru dat.....	37
4.3 Příprava objektů studie na měření.....	37
4.4 Průběh měření	38
4.5 Analýza dat	38
4.6 Statistické zpracování	39
5 VÝSLEDKY.....	40
5.1 Výsledky k hypotéze H1.....	40
5.2 Výsledky k hypotéze H2.....	41
5.2.1 Výsledky k hypotéze H_{2A}.....	41

5.2.2 Výsledky k hypotéze H_{2B}	43
5.2.3 Výsledky k hypotéze H_{2C}	45
5.3 Výsledky k hypotéze H_3	47
5.3.1 Výsledky k hypotéze H_{3A}	47
5.3.2 Výsledky k hypotéze H_{3B}	48
5.3.3 Výsledky k hypotéze H_{3C}	49
6 DISKUZE.....	50
7 ZÁVĚR.....	53
8 SOUHRN.....	54
9 SUMMARY.....	55
10 REFERENČNÍ SEZNAM	56
11 PŘÍLOHY	62

1 ÚVOD

Poranění předního zkříženého vazů (ACL) je poměrně častým problémem zejména u jedinců provozujících kontaktní sporty jako jsou fotbal nebo házená, nicméně velmi často dochází k poranění také při sjezdovém lyžování. Studie uvádějí, že ve vyspělých státech je četnost ruptury ACL 1/3000 obyvatel ročně. V České republice jsou ročně ošetřeny 3 až 4 tisíce pacientů. S rupturou ACL lze v běžném životě normálně fungovat, nicméně poranění provází nestabilita kolene, která znesnadňuje každodenní činnosti. ACL je důležitý pro proprioreceptivní kontrolu a zároveň stabilitu kolenního kloubu (Honová, 2013). Poranění nebo úplné přetržení ACL je ze všech čtyř kolenních vazů nejvíce závažné a často vede i k předčasnému ukončení sportovní kariéry. Existují dvě možnosti léčby. V obou případech, tedy při konzervativní i chirurgické léčbě, je cílem dosáhnout co nejlepší funkční úrovně kolenního kloubu tak, aby nedošlo k degenerativním změnám, opětovnému poškození a byl případně možný i návrat ke sportovním výkonům. Zásadní součástí je také rehabilitace, která může být upravena i pro specifickou sportovní aktivitu, kterou pacient vykonává (Ilić, 2016). Podle Rishiraje (2009) zranění kolene tvoří až 60 % všech zranění způsobených sportovní aktivitou, přičemž téměř polovinu z nich tvoří zranění ACL. S poraněním ACL také souvisí nákladná a zdlouhavá zdravotní péče spojená s následnou rehabilitací. V současnosti je poměrně vysoký zájem o prevenci tohoto zranění, jelikož v posledním desetiletí bylo identifikováno mnoho rizikových faktorů. U více než 50 % osob s poškozením ACL se podle Kumara et al. (2014) navíc vyvíjí tzv. posttraumatická osteoartritida, což znamená, že i po rekonstrukci ACL vykazuje končetina odchylky od běžného pohybu ve srovnání s kontralaterální končetinou. Takové projevy mohou mít poté za následek abnormální zatížení chrupavky, což může vyústit až v posttraumatickou osteoartritidu. Některé studie ale žádný rozdíl v pohybu končetin nenalezly tzn., že mezi jedinci existuje značná variabilita v pohybových vzorcích. U některých osob je léčba ruptury ACL doprovázena komplikacemi a do tohoto procesu vstupují i další proměnné jako složení chrupavky, její zátěžová schopnost apod.

Inspirací ke zpracování diplomové práce na téma „*Dynamická analýza chůze před a po operaci předního zkříženého vazů*“ mi byl především můj zájem o pohybovou aktivitu a jelikož jsem sám provozoval sport na výkonnostní úrovni, pozoroval jsem na sobě i lidech v mém okolí řadu potíží způsobených zdravotním omezením v oblasti kolenního kloubu. Ve sportu i běžném životě je chůze a pohyb obecně nedílnou součástí zdravého životního stylu. Pokud tato základní komponenta zdravého životního stylu nelze vykonávat nebo má-li na její přirozené provedení

vliv zranění, je velmi pravděpodobné přidružené poranění pohybového aparátu. Studenski et al. (2011) uvádí, že i přesto, že se chůze může zdát jako jednoduchá pohybová činnost, je to ve skutečnosti fyziologicky velmi náročný proces, který zahrnuje souhru více motorických a kognitivních systémů. Pokud některý z těchto systémů nefunguje optimálně, mohou nastat komplikace v provedení pohybu případně její rychlosti či plynulosti.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Anatomie dolní končetiny

Autoři Naňka a Elišková (2019) uvádí, že dolní končetiny jsou oproti končetinám horním o poznání robustnější, jelikož nesou celou váhu člověka. Dolní končetina je složena ze stehenní kosti (*femur*), holenní kosti (*tibia*), lýtkové kosti (*fibula*), sedmi kostí zánártních (*ossa tarsi*), pěti kostí nártních (*ossa metatarsi*), článků prstů (*phalanges*) a pletence pánevního.

Spoje dolní končetiny zahrnují tzv. pletence, jenž mají vztah k pánvi, která je složena ze dvou pánevních kostí. Mezi ně je vsunuta kost křížová. Spoje pletence dolní končetiny jsou tedy (*articulatio sacroiliaca*), stydká spona (*symphysis pubica*), (*membrana obturatoria*) a další vazy jako např. (*lig. sacrospinale a lig. sacrotuberale*). Pánev jako celek si lze představit jako dvě pánevní kosti spojené *symphysis pubica*, ke kterým se vzadu připojuje křížová kost. U ženského pohlaví si můžeme všimnout rozdílu v šířce a výšce pánve. Oproti mužské pánvi je její absolutní rozměr menší, nicméně pro ženskou pánev platí, že je nižší a širší. Spojení dolní volné končetiny je tvořeno kyčelním kloubem (*articulatio coxae*), jehož součástí jsou vazy (*lig. transversum acetabuli, lig. iliofemorale, lig. pubofemorale, lig. ischiofemorale a lig. capitis femoris*), kolenním kloubem, který se považuje za nejsložitější kloub lidského těla, jeho vazů (*lig. patellae, lig. collaterale tibiale, lig. collaterale fibulare, lig. popliteum obliquum, lig. cruciatum genus anterius a lig. cruciatum genus posterius*) a menisků. Další komponentou spojení kolenního kloubu jsou synoviální váčky neboli bursy (*bursa suprapatellaris, bursa praepatellaris, bursa prepatellaris subcutanea*). Spojení distální částí dolní končetiny nohy zajišťuje horní hlezenní kloub (*articulatio talocruralis*), dolní hlezenní kloub, který se dále dělí na: zadní část (*articulatio subtalaris*), přední část (*articulatio talocalcaneonavicularis*), (*articulatio calcaneocuboidea*), Chopartův kloub (*articulatio tarsi transversa*) a kloubní spoje mezi dalšími tarzálními kostmi (*articulatio cuneonavicularis, articulatio cuneocuboidea, articulatio intercuneiformes*). Součástí spojení dolní končetiny je také Lisfrankův kloub (*articulationes tarsometatarsales*), (*articulationes metatarsophalangeale*), (*articulationes interphalangeale pedis*) a nožní klenba. Klenba nohy chrání měkké části plosky nohy před velkým tlakem, který může vzniknout např. při dlouhém stání (Joukal & Horáčková, 2013).

Hlavní svaly zajišťující pohyby, jenž je možné uskutečnit v rámci dolní končetiny, popisuje Čihák (2011):

1. Kyčelní kloub

- flexe: *m. iliopsoas, m. pectineus, m. rectus femoris,*
- extenze: *m. gluteus maximus, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris (caput longum),*
- abdukce: *m. gluteus medius et minimus, m. tensor fasciae latae, m. piriformis,*
- addukce: *m. adductor magnus, m. adductor longus, m. adductor brevis, m. pectineus,*
- pronace: přední část *m. gluteus minimus et medius, m. tensor fasciae latae,*
- supinace: *m. quadratus femoris, m. obturatorius internus et. externus, m. piriformis, mm. gemelli, částečně m. gluteus maximus.*

2. Kolenní kloub

- flexe: *m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. popliteus, m. gastrocnemius,*
- extenze: *m. quadriceps femoris,*
- pronace: *m. semitendinosus, m. semimembranosus,*
- supinace: *m. biceps femoris, m. tensor fasciae latae.*

3. Hlezenní kloub

- plantární flexe: *m. triceps surae,*
- dorzální flexe: *m. tibialis anterior, m. extensor hallucis, m. extensor digitorum longus.*

4. Dolní zánártní kloub

- addukce, supinace a plantární flexe: *m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus,*
- dorzální flexe, pronace a abdukce: *m. fibularis longus, m. fibularis brevis, m. extensor digitorum longus.*

5. Prsty nohy

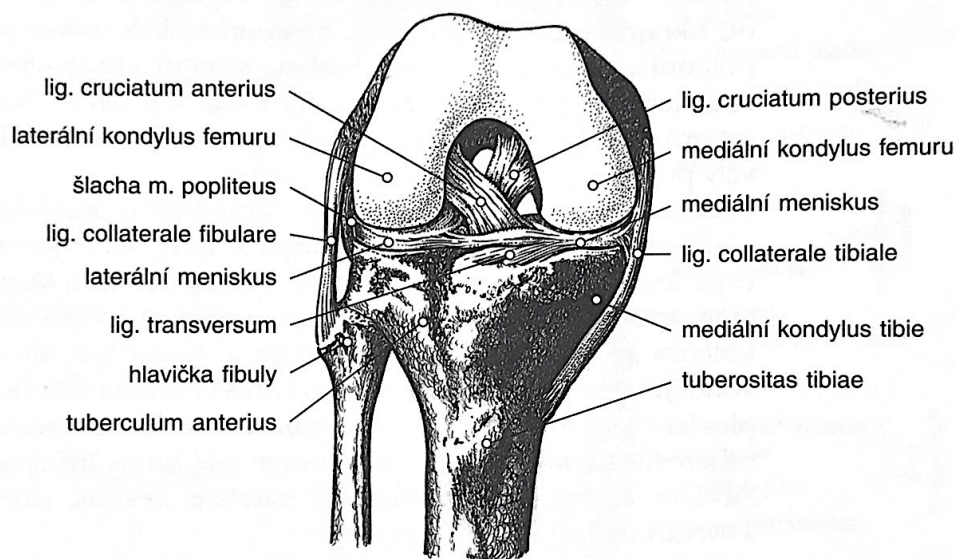
- flexe: *m. flexor digitorum longus et. brevis,*
- extenze: *m. extensor hallucis longus et brevis, m. extensor digitorum longus et brevis,*

- abdukce: *m. abductor hallucis*, *mm. interossei dorsales*, *m. abductor digiti minimi*,
- addukce: *m. adductor hallucis*, *mm. interossei plantares*.

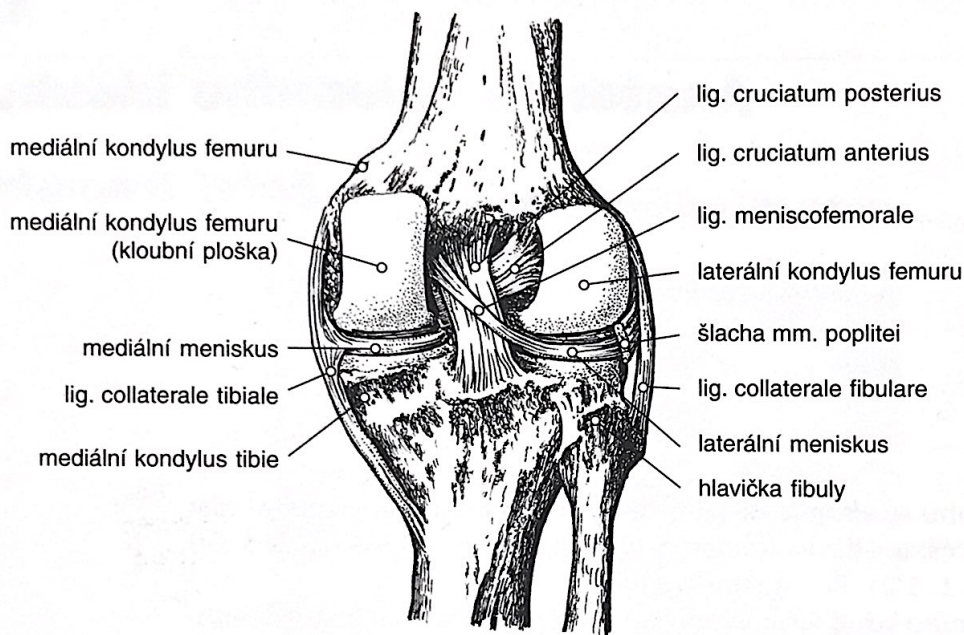
2.2 Kolenní kloub

Autoři Nýdrle a Veselá (2005) uvádí, že z historického hlediska je kolenní kloub velmi dobře prozkoumán zejména díky zájmu odborníků o anatomii, biomechaniku i klinické aplikace. První podrobnější poznatky pochází z 18. a 19. století. V témže století byla popsána i ruptura zkrříženého vazů.

O kolenním kloubu v lidském těle se hovoří jako o nesjložitějším. Velké množství komponent svědčí o jeho komplikované stavbě. Konkrétně se jedná o složení kostí, menisků, kloubního pouzdra, vazů a svalů (Obrázek 1) a (Obrázek 2). Kinematiku kloubu a stabilitu zajišťují vazy spolu s kloubními plochami. Inkongurence kloubních ploch je vyrovnána menisky, které podporují správnou funkci kolenního kloubu. Pohyb a aktivní stabilizace je zajištěna svaly (Dungl, 2005). Z anatomického hlediska je kolenní kloub tvořen kondyly *femuru*, kloubními ploškami *tibiie* a *patellou*. Součástí jsou také vazivové chrupavky poloměsíčitého tvaru vložené mezi kondyly *femuru* a *tibii* neboli menisky. Konkrétně se jedná o *meniscus medialis* a *meniscus lateralis* jejichž funkcí je vyrovnat nerovnosti kloubních ploch při rotačních pohybech a flexi. Dále tlumí tlak a nárazy způsobené při běhu, chůzi či skocích (Rychlíková, 1994).



Obrázek 1. Pravé koleno ve flexi – přední pohled (Trnavský et al., 2006).



Obrázek 2. Pravé koleno v extenzi – pohled zezadu (Trnavský et al., 2006).

Čech a Horký (2011) uvádí, že mezi pojivové tkáně kolenního kloubu patří kromě jiného i vazivo. Skládá se z hmoty, která obsahuje kolagenní, elastická a retikulární vlákna. Dále rozlišujeme hmotu rosolovitou, amorfní a mezibuněčnou. Pro daný typ vaziva je typický různý poměr mezi vazivovými buňkami a základní mezibuněčnou hmotou v závislosti na funkci, kterou daný typ vaziva plní. Zjednodušeně řečeno lze vazivo rozdělit na husté a řídké. Do hustého vaziva patří zejména vazivo neuspořádané, vazivo uspořádané, šlachy a vazy neboli *ligamenta*, které mají v pohybovém systému člověka velký význam.

Vnitřní stavba vazů se podobá stavbě šlach a plní funkci především podpůrnou. Vyskytují se ve spojení dvou a více kostí a drží pohromadě dané struktury, vymezují stupně volnosti jejich pohybu nebo naopak pohyb do jisté míry omezují. V kolenním kloubu probíhají mezi kondyly stehenní a holenní kosti dva tzv. zkřížené vazy. Při stoji jsou základním mechanismem uzamčení kolenního kloubu, což zajišťuje „nabalení“ vazů na holenní kost. Při pohybu stabilitu pomáhají zajišťovat postranní vazy. Poškození výše uvedených vazů se projeví v nestabilitě kolena (Valenta, 1985).

Zkřížené vazy (*ligamenta cruciata genus*) jsou navzájem se křížící silné pruhy z vaziva uložené v kloubním pouzdru mezi *synoviální a fibrózní* vrstvou. ACL jde od vnitřní plochy zevního pouzdra kondylu *femuru* a upíná se v jámě před vyvýšeninou mezihrbolovou (*eminentia intercondylare*). Zadní zkřížený vaz (*ligamentum cruciatum posterius*) začíná na zevní ploše vnitřního kondylu *femuru*, táhne se šikmo dolů a končí na zadní jamce

mezihrbolové (*fossa intercondylaris*). Zkřížené vazy také brání vnitřní rotaci nohy (Trnavský et al., 2006).

Rychlíková (1994) uvádí, že zkřížené vazy spojují *femur* a *tibii*, čímž zajistí zpevnění kloubu především ve ventrodorzálním směru. Skluzávání kloubních ploch do stran zabrání postranní vazy. Kloubní pouzdro je zesíleno širokou šlachou čtyřhlavého stehenního svalu, do které je vložena patela. Ta se pohybuje v *sulcus patellaris* a její poloha je zajištěna pomocnými postranními vazy. Zadní stěna kolenního kloubu je zesílena úpony flexorů kolena.

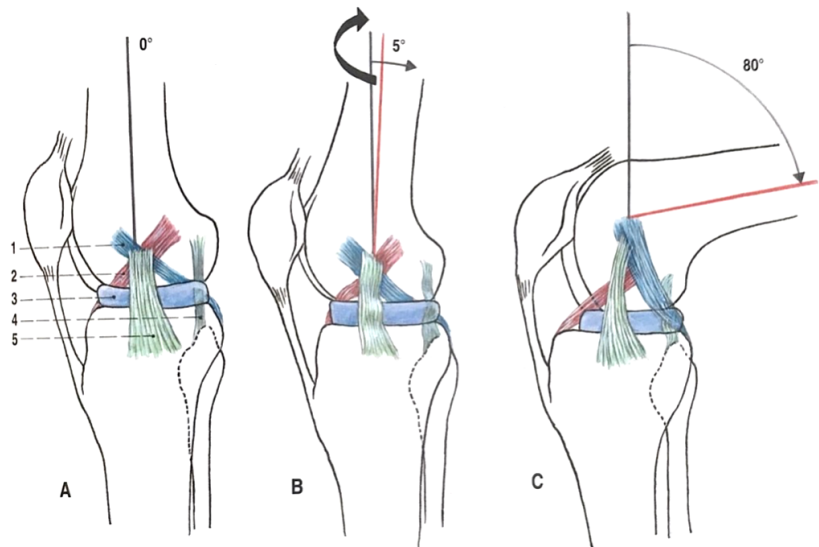
2.2.1 Pohyb kolenního kloubu

Teoreticky lze provést v kolenním kloubu šest druhů pohybu. Dungal (2005) rozlišuje tři pohyby rotační (flexe/extenze, vnitřní/zevní rotace bérce, abdukce/addukce) a další tři translační pohyby pohyby (přední/zadní translace *tibie*, komprese/distrakce, mediální/laterální translace *tibie*). Poslední zmíněný pohyb tzn. mediální/laterální translace je možná pouze, pokud je poraněn vazivový aparát.

Základním postavením kloubu je plná extenze, při níž jsou napjaty veškeré vazivové útvary na zadní straně kolenního kloubu spolu s postranními vazy. Čihák (2011) používá pro stav, kdy je kloub v základním postavení a menisky, *tibia* a *femur* na sebe vzájemně pevně naléhají pojem „uzamknuté koleno“. Základní pohyb je flexe a extenze. Kvůli složitosti stavby kloubu je ale tento pohyb poměrně komplikovanou záležitostí. Čihák (2005) popisuje flexi v jednotlivých fázích (Obrázek 3) a dělí je na:

1. počáteční rotaci – *Tibia* se točí dovnitř, ACL se uvolní a koleno se „odemkne“, rotace je nejvýraznější do 5° flexe a v malé míře se projevuje až do 30° flexe.
2. valivý pohyb – Navazuje na počáteční rotaci, probíhá v meniskofemorálních kloubech.
3. pousuvný pohyb – V závěru flexe je pohyb uskutečňován změnou tvaru menisků, které se spolu s kondyly posunují dozadu po *tibii*. Posuvný pohyb je tedy v kloubu meniskotibiálním.

1. *ligamentum cruciatum posterius*
2. *ligamentum cruciatum anterius*
3. *meniscus*
4. *ligamentum collaterale fibulare*
5. *ligamentum collaterale tibiale*

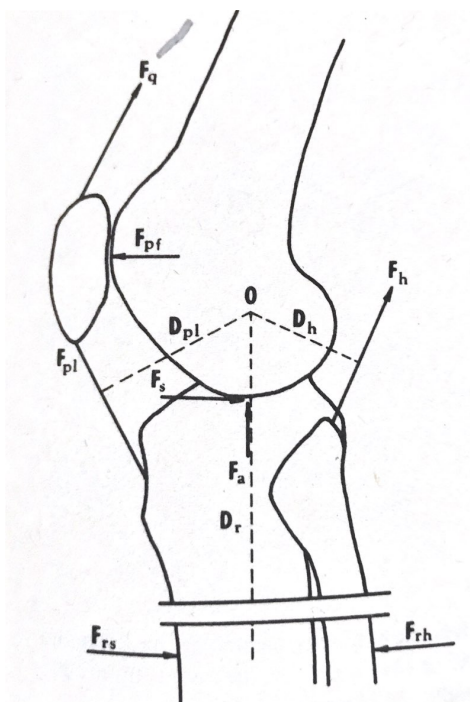


Obrázek 3. Průběh flexe kolena (Čihák, 2005).

Z (Obrázku 3) je patrné, že ve fázi B (valivý pohyb) započne posun menisku vzad. Maximální posun můžeme vidět ve fázi C (posuvný pohyb). Dalším nežádoucím posuvným pohybům brání zkřížené vazy. Při extenzi je průběh opačný. Pohyb tedy započne posuvným pohybem menisku vpřed, valivým pohybem *femuru* po kondylech a končí rotací *tibie* zevně.

Rozsah pohybu kolene je mezi 130° až 160°. Aktivní flexe je však možná pouze do cca 140°. Je tomu tak z důvodu svalové hmoty, jenž na sebe narazí a další zvětšení úhlu ve flexi je možné jen pasivně při jejím stlačení. Pokud je koleno v „uzamčené“ poloze, může extenze pokračovat ještě cca o 5°. Pokud je kloubní spojení zdravé, neměla by extenze být větší než 15°. Extenzi pokračující za uzamknuté koleno nazýváme jako „hyperextenze“ (Čihák, 2005).

2.2.2 Síly a momenty sil působící na kolenní kloub



- O – okamžitý střed otáčení
- F_q – tahová síla stehenního svalu
- F_{pf} – tahová síla patelárního vazy
- D_{pl} – rameno síly patelárního vazy
- F_{rs} – vnější síla při extenzi
- D_r – rameno vnější síly
- F_h – tahová síla kolenní šlachy
- F_s – smyková síla v tibio-femorálním spojení
- D_h – rameno síly kolenní šlachy
- F_{rh} – vnější síla při flexi
- F_{pf} – tlaková síla v patello-femorálním spojení
- F_a – tlaková síla v tibio-femorálním spojení

Obrázek 4. Síly a ramena sil pro kolenní flexi a extenzi (Valenta, 1985).

2.2.3 ACL

2.2.3.1 Struktura

ACL je složen z rozmanitých neparalelních vláken, která fungují jako tři funkčně rozdílné svazky. Dungl (2005) je dělí na:

1. anteromediální,
2. posteromediální,
3. intermediální.

Proprioreceptory tvoří cca 1 % až 2 % celkové hmotnosti ACL. Jejich funkcí je obecně regulace postoje a zprostředkování informací o vlastnostech podložky, které se dotýká dolní končetiny, postavení jednotlivých segmentů a probíhajících pohybech (Dungl, 2005).

2.2.3.2 Příčiny a typy poranění

Podle Honové (2013) si lze ACL většinou poranit nepřímým násilím, bezkontaktně, násilnou abdukci a vnější rotací bérce či doskoku na nataženou dolní končetinu. Výskyt

poranění je větší u žen, jelikož mají méně svalové hmoty a vyšší ligamentózní laxicitu (vyšší volnost vazů). Poranění může poškodit ACL na dvou úrovních:

1. proprioreceptivní,
2. mechanické.

Mechanické má za následek zvětšení rozsahu pohybu ve femoropatelním kloubu tzn., že se zvýší napětí v ostatních měkkých strukturách kolene. Léze (poškození) na proprioreceptivní úrovni se projevuje horší stabilitou kolenního kloubu a špatné koordinaci mezi statickými a dynamickými stabilizátory. Dále dochází ke změně proprioreceptivního vnímání, což vede k tzv. „kloubní slepotě“ (opožděná reakce svalů, snížení koordinace, špatné načasování zapojení jednotlivých svalů).

K poranění ACL dochází stále častěji. V současné době je počet ošetřených pacientů ročně 3 až 4 tisíce. Nejvyšší výskyt poranění ACL je u kolektivních sportů např. házená, fotbal. Riziková aktivita je také lyžování, při kterém je také velmi často ACL zasažen (Honová, 2018). Podle Dugla (2005) je vazivový aparát kolena poraněn nejčastěji nepřímým mechanismem. Většinou jde o úrazy spojené se sportovní aktivitou např. při kopané nebo lyžování (až 70 %). Poškození se týká postranních vazů, zkřížených vazů, kloubního pouzdra, menisků a někdy i kloubních ploch a jejich chrupavčitého krytu. Oproti zadnímu zkříženému vazů jsou poranění ACL až 10krát častější. Známkou poranění je slyšitelné prasknutí tzv. „pop“ fenomén, který udává 30 % až 50 % pacientů, a časný hemartros (přítomnost krve v kloubu).

Rozlišujeme několik druhů nestabilit. *Mediální nestability* se projeví při násilné abdukci a zevní rotaci bérce. Mohou nastat také při přímém tlaku na kloub ze zevní strany. Následkem je poškození postranního vazů a při další abdukci, rotaci nebo tlaku může být poškozen také ACL, *laterální nestability*, které jsou méně časté, a *hyperextenzní nestability*.

Dungl (2005) klasifikuje tři základní druhy poranění vazů:

1. *natažení vazů (distenze)*: Vyznačuje se zachováním kontinuity vazů. Projevem natažení vazů je bolest a poškození je pouze mikroskopické.
2. *částečné přetržení vazů (parciální ruptura)*: Vaz je prodloužen a vykazuje sníženou pevnost. Kontinuita není přerušena, ale lze si všimnout zvětšeného rozevření vnitřní kloubní štěrby a přednímu posunu *tibie* proti *femuru* s pevným konečným dorazem.
3. *úplné přetržení vazů (totální ruptura)*: Při úplném přetržení vazů již dojde k přerušení kontinuity, což má za následek velké rozevření vnitřní kloubní štěrby bez konečného dorazu.

2.2.3.3 Vyšetření

Obecně lze říci, že při vyšetření kolenního kloubu pacienta se musíme zaměřit především na určení místa s největší bolestivostí, určení poraněných anatomických struktur a vyšetření náplně kloubu např. hemartros nebo výpotek z dráždění (Dungl, 2005). Pro zjištění příčiny bolesti je nutné zjistit charakter bolesti a její vliv na funkci pohybu v daném kloubu. Lokalizovat bolest lze tedy amnesticky a v případě, že to není možné, ukáže místo bolesti až klinické vyšetření. Dotazy, jež pomůžou postižené místo najít, se týkají času, ve kterém se bolest začala projevovat, závislosti na pohybu, místa, kde je bolest pociťována a zda je trvalá (Sosna et al., 2001). Dále je nutné zjistit schopnost zatížení a pocit nestability. Důležitý je také mechanismus poranění, směr a velikost síly působící na poraněné místo. Po porovnání tvaru a postavení kloubu s kloubem druhé končetiny lze přistoupit k palpaci (vyšetření pohmatem). Palpací se pozná, zdali jde o hematoma nebo nitrokloubní náplň. Pokud je bolestivá vnější nebo vnitřní strana kolena, lze usuzovat, že jsou poraněny povrchové vazivové struktury postranních vazů nebo kloubního pouzdra. Bolestivé kloubní štěrbiny značí poranění menisků, postranních vazů a pately. Bolest se dá velmi dobře lokalizovat v čase blížícím se okamžiku, ve kterém se úraz stal. Postupně je kvůli otokům a svalovým kontrakturám obtížnější zjistit problematickou oblast. Pohyblivost kloubního spojení kolene dělíme na aktivní a pasivní. Je nutné si uvědomit rozdíl mezi omezením pohyblivosti v důsledku bolesti a opravdové mechanické omezení pohyblivosti. Takovýto blok v pohybu může způsobit interpozice (vychýlení z obvyklé pozice) menisku, pahýl ACL nebo část odlomené chrupavky kloubu (Dungl, 2005).

Koster (2018) uvádí dva základní typy vyšetření poranění ACL: Přední zásuvkový test a Lachmanův test. Při Předním zásuvkovém testu (Obrázek 5) leží pacient na vyšetřovacím stole, jeho kyčle jsou v 45° flexi a koleno v 90° flexi. Vyšetřující sedí na noze vyšetřovaného, uchopí proximální konec *tibie* zraněného těsně pod kolenem, a *tibii* potahuje dopředu. Pokud se *tibia* ve srovnání s kontralaterální končetinou pohybuje proti *femuru* více směrem vpřed, je výsledek vyšetření poškození ACL pozitivní. Při Lachmanově testu (Obrázek 6) leží pacient na zádech a poraněný kolenní kloub je ve 20° až 30° flexi. Vyšetřující drží jednou rukou stehno pacienta a druhou rukou holenní kost. Pokud je při tažení holenní kosti vpřed cítit pevný odpor, je ACL nepoškozen. V opačném případě, tedy pokud je patrný pohyb *tibie* vpřed bez znatelného tvrdého koncového bodu ve srovnání s kontralaterální končetinou je ACL pravděpodobně poškozen. Pokud je ACL poškozen, lze při předním posunu *tibie* cítit měkký, postupně nastupující odpor. Jedná se o test, který je nejspolehlivější při akutním poranění ACL.



Obrázek 5. Přední zásuvkový test (Koster, 2018).



Obrázek 6. Lachmanův test (Koster, 2018).

Dungl (2005) tvrdí, že stabilita kolenního kloubu musí být vyšetřena velmi šetrně a vyžaduje patřičné zkušenosti. Při vyšetření leží pacient na zádech a musí být celkově uvolněný. Nejdříve je vhodné se zaměřit na zdravé koleno. Posuzuje se rozevření kloubní štěrbin a velikost posunu *tibie* vůči *femuru*. Rozevření a posun je klasifikováno do tří stupňů. Při rozevření či posunu do 5 mm hovoříme o poranění I. stupně. Při rozevření či posunu v rozmezí 5 mm až 10 mm se jedná o poranění 2. stupně. Poranění 3. stupně je charakteristické rozevřením či posunem o více než 10 mm. Pokud je kloubní náplň důvodem, proč nelze kolenní kloub kvalitně vyšetřit je nutná punkce (vpíchnutí jehly). Je také třeba rozlišit částečné nebo úplné přetržení vazy. Boční stabilitu lze vyšetřit abdukčním a addukčním testem. Pokud je v extenzi kolena zvětšená abdukce, je současně s postranními vazy poraněn také ACL. Další testy k vyšetření ACL jako např. „Pivot shift test, Jerk test a Flexně zásuvkový test“ jsou založeny na subluxaci (neúplném vykloubení) laterálního *kondylu tibie*.

2.2.3.4 Léčba a rehabilitace

Podle Honové (2018) jsou 6 až 8 týdnů poté, co byl poraněn ACL, možné dva druhy vývoje v hojení. Při prvním z nich zraněná osoba dále nepocítuje bolesti a nemá ani další akutní problémy s kolenním kloubem. Výskyt těchto jedinců je asi 15 % a pokud mají dobře vyvinutý svalový aparát v oblasti dolní končetiny, mohou se dokonce věnovat i sportu na rekreační úrovni, aniž by potřebovali operaci. Druhá varianta, typická pro zbytek osob s poraněním ACL, je taková, že kvůli vysoké nestabilitě a tendenci podklesávat i při běžné zátěži je nutná operace. Je tomu tak, kvůli velkému riziku pádu, předčasnému opotřebením chrupavky uvnitř kloubu a bolestem. V případě, že se člověk věnuje sportu na výkonnostní či vrcholové úrovni je operace bohužel nezbytná i přesto, že patří do skupiny, která nepocítuje problémy ve větší míře.

Prvním krokem v léčbě po úrazu je minimalizovat bolesti a otok. Je také žádoucí obnovit pohyblivost v koleni časnou aktivitou a zátěží. Léčbu poranění ACL lze uskutečnit dvěma

základními způsoby. Konzervativně nebo chirurgicky. Léčba je zvolena s ohledem na funkční požadavky, míru postižení, věk a vykonávanou aktivitu. Další vývoj léčby závisí na počtu subluxací. Opakující se subluxace mohou zapříčinit poškození chrupavky a menisků, což má za následek až artrózu. Operační léčba je vhodná především pro aktivní jedince a jedince s přidruženým poraněním dalších vazů či menisků. Konzervativní léčba je doporučena osobám, které nechtějí nebo nemohou být operováni (Dungl, 2005).

Chirurgická léčba

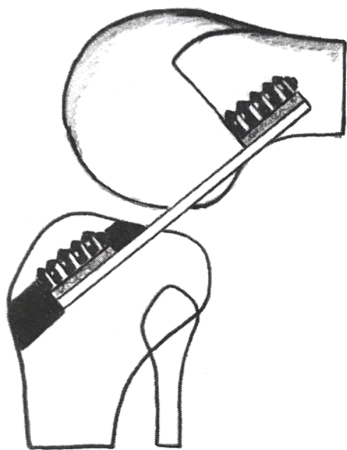
V současnosti je chirurgická léčba, konkrétně artroskopie, považována za miniinvazivní operaci, jelikož umožňuje velmi dobrý přehled v kloubu a zajišťuje pevnou fixaci štěpu (Trnavský & Rybka, 2006). Artroskopie je provedena zavedením tubusu s optikou do kolenního kloubu a naplněním kloubní dutiny infusním roztokem. Po vypláchnutí krve je možné optikou prohlédnout kloub. Pokud je objeveno poranění, může být akutně ošetřeno, nebo lze stanovit plán dalšího léčebného postupu (Pokorný et al. 2002).

Dungl (2005) uvádí, že chirurgická léčba obnoví stabilitu kolena, ochrání menisky a kloubní chrupavku. Operace je většinou odložena do odeznění otoku, obnovení plného rozsahu pohybu a funkce *m. quadriceps femoris*. V současné době se provádí zejména intraartikulární náhrady ACL, které umožní aplikaci dostatečně pevného štěpu. Principem úspěšného nahrazení ACL štěpem je přesné umístění, napětí, pevná fixace a štěp, časný pohyb a správná funkční rehabilitace. Dle Trnavského a Rybky (2006) je nejčastěji použit tzv. autogenní transplantát tj. štěp z pacientova těla. Konkrétním příkladem je pruh cca 9 mm x 25 mm z *ligamentum patellae* a dva kostní bločky z nichž jeden je z *patelly* a druhý *tuberositas tibiae*. Štěp se následně fixuje speciálním šroubkem ve *femorálním* a *tibiálním* kostním kanálku.

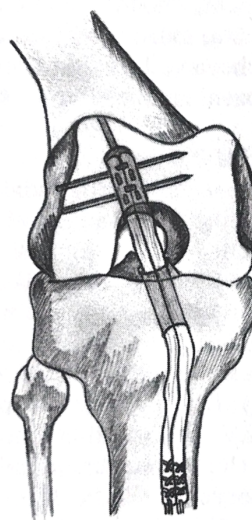
Tato technika je nazývána *bone-tendon-bone* (BTB). Další možností chirurgického zákroku je použití štěpu k rekonstrukci ACL ze šlach *m. gracilis* a *m. semitendinosus* (ST/G) (Hart, Kučera & Safi, 2010).

V současné době je téměř jediným slabým článkem v pooperační fázi pevnost fixace štěpu, která určuje další vývoj rehabilitace. Hojení štěpu s kostními bločky (Obrázek 7) trvá 4 až 6 týdnů. Šlachový štěp (Obrázek 8) se obecně hojí 8 až 12 týdnů. První z uvedených typů štěpu je vhodný především pro mladé sportovce, jelikož umožňuje časnou rehabilitaci a zátěž. Studie prokazatelně potvrzují spolehlivost této metody a dlouhodobou trvanlivost. Komplikace mohou nastat zejména v místě odběru štěpu, které se projeví bolestí při kleku na *patellu*. Druhá zmiňovaná technika tedy odběr štěpu ze šlach *m. semitendinosus* a *m. gracilis* se jeví jako šetrnější k místu odběru štěpu a odstraňuje některé z nevýhod. Je zde patrná lepší fixace a menší

výskyt *patellární* bolesti. Komplikace, které se mohou obecně při rekonstrukci ACL objevit, jsou např. omezení hybnosti, selhání štěpu nebo léze menisku (Dungl, 2005).



Obrázek 7. Rekonstrukce ACL štěpem z *lig. patellae* s dvěma kostními bločky (BTB) (Dungl, 2005).



Obrázek 8. Rekonstrukce ACL štěpem ze šlachy *m. semitendinosus* a *m. gracilis* (ST/G) (Dungl, 2005).

Honová (2018) kromě plastiky vazů technikou BTB nebo ST/G štěpu uvádí další techniky operace ACL:

- „sešití prasklého vazů technikou *InternalBrace*,
- *plastika vazů technikou BTB press-fit femorální fixace.*“

Zdůrazňuje také, že výběr techniky je individuální a je tedy potřeba se v rehabilitační fázi držet rad operujícího lékaře a ošetřujícího fyzioterapeuta.

Konzervativní léčba

Podle Podškubka (2001) se ke konzervativní terapii přistupuje s ohledem na věk, rozsah poranění a sportovní specializaci. U částečné ruptury ACL pacientů, kteří nejsou sportovně aktivní a dětí, je volena právě léčba konzervativní. Je tomu tak kvůli časové náročnosti při hojení a v případě dětí kvůli nedokončenému kostnímu vývoji. Pokud má pacient úplnou rupturu ACL, nebývá konzervativní léčba vhodná, jelikož dochází k druhotnému poranění menisků a v případě sportovců je vyloučen návrat ke sportovní aktivitě. Pacient je také nucen delší dobu odlehčovat poraněnou dolní končetinu a podpírat se berlí, což oddálí obnovení pohybu v plném rozsahu. Následná rehabilitace je však stejně důležitá jako při léčbě

chirurgické a klade se důraz zejména na procvičení stehenního svalstva a flexorů i extenzorů kolene.

Rehabilitace

Dle Honové (2018) rehabilitace po operaci ACL obnáší několik zásadních kroků, podle kterých je nutno postupovat ke zdárnému zhojení. Nejprve se pacient snaží pokrčit koleno do pravého úhlu (90°). Koná tak do druhého týdne po operaci. Do šestého týden po zákroku už by měl být schopen úplného pokrčení kolene. Pokud se operatér rozhodne zvolit techniku operace *press-fit* femorální fixace patelárního vazů (zarakvený štěp), je vývoj hojení odlišný. Pohyb kolene je v tomto případě omezen na 10° až 90°.

Ve chvíli, kdy se koleno povede pokrčit na 100° až 110° je možné k rehabilitaci využít rotoped. Honová (2018) doporučuje začínat bez zátěže a hlídat optimální nastavení posedu tzn. způsob tlaku do pedálů, kdy jde chodidlo vodorovně, případně špička, níž než pata. Poté lze postupně zátěž přidávat. V přibližně pátém týdnu od operace je možno přidat také plavání. Vhodné plavecké způsoby jsou kraul a znak, při kterých nedochází k rotaci dolní končetiny.

Rehabilitační specialista by měl při vytváření rehabilitačního programu vzít v úvahu průběh hojení tkání. S tím, jak pacient prochází rehabilitací, měl by i rehabilitační specialista průběžně upravovat zatěžování kolenního kloubu na základě vytyčených cílů a úrovně síly dolní končetiny (Cavanaugh & Powers, 2017).

Pokud se neobjeví komplikace s hojením je možné po 4 až 6 týdnech odložit berle. Kritickým bodem rehabilitace je 3 až 4 měsíc po operaci, kdy je štěp opět více náchylný k prasknutí. Je třeba si dávat pozor na volenou intenzitu zátěže a frekvenci zatěžování. Plně zhojený vaz je po 12 až 16 měsících, kdy do dvou let dojde i k vyplnění defektu po odběru štěpu (Honová, 2018).

2.3 Chůze

Znakem typickým pro zástupce živočišné říše je lokomoce a základním lokomočním stereotypem člověka je chůze, jenž hraje zásadní roli v kvalitě jeho života (Véle, 2006).

Provedení chůze je dáno především prostředím, kde tento pohyb probíhá. Obsahuje řadu aspektů, které je možno měnit a přizpůsobovat při změně směru, povrchu apod. Individuální provedení chůze je typické pro každého člověka, ale lze si všimnout společných rysů, které jsou při provedení různými osobami velmi podobné. Individuální znaky jsou dány kromě vnějších podmínek (povrch, obuv apod.) i zdravotním a psychickým stavem člověka nebo antropometrickými parametry (Gúth, 2004).

I přesto, že je chůze základním pohybem člověka, který vykonává denně, její definice jsou různé. Lze ji charakterizovat jako jeden z druhů lokomoce, při kterém je lidské tělo v pohybu a podepíráno dolními končetinami. Při opěrné fázi přechází tělo vpřed a druhá končetina se nachází ve fázi švihové, což je možno chápat jako přípravu pro následující fázi opěrnou. Rozdíl oproti běhu je tedy v tom, že při chůzi je v kontaktu s podložkou vždy alespoň jedno chodidlo (Neumannová et al., 2015). Definice chůze se liší zejména dle přístupu jednotlivých autorů k této pohybové činnosti. Neumannová et al. (2015) uvádí, že chůze je pohyb cyklického charakteru složený z opakujících se dějů. Za základní jednotku lze považovat chůzový cyklus, jenž se skládá ze dvou libovolných opakujících se dějů. Threw a Everett (1997) tvrdí, že chůze je „*Způsob pohybu těla z jednoho místa na druhé za střídavé a opakující se výměny polohy dolních končetin, s podmínkou, že alespoň jedno chodidlo zůstává v kontaktu s podložkou*“. Dvořák (2007) se domnívá, že ji lze definovat jako „*Základní lokomoční stereotyp, který je vybudován v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech typických pro každého jedince*“. Dle Janury a Zahálky (2004) je chůze řízený pád, při kterém tělo ze stabilní pozice padá vpřed. Enoka (2008) uvádí, že chůzi chápeme jako „*Střídání sekvencí jednoduché a dvojité opory dolních končetin*“. Perry (2004) definuje chůzi jako „*Opakování sekvence svalově kontrolovaných pohybů v kloubech, opakujících se pro každou končetinu, které současně posunují tělo vpřed a udržují stabilitu těla*“.

Existuje celá řada variant provedení chůze, avšak všechny tyto způsoby musí splňovat základní požadavky vztahující se k pohybovému systému člověka (Bronstein, Brandt & Woolacott, 1996). Čtveřice základních podmínek, jenž uvádí Whittle (2007) jsou nezbytné pro uskutečnění chůze. První podmínkou je postura a její vzpřímené a stabilní držení. Pro pohyb těla obecně je nutná přítomnost svalové síly. Třetí podmínkou je koordinace pohybu končetin, zejména dolních, a jejich kontakt s podložkou. Poslední podmínka vyplývá z předešlé a tj. střídavá opora dolních končetin pro přenos hmotnosti těla. Aby bylo možno podmínky splnit, jsou nutné vnitřní předpoklady jako svalový tonus, svalová síla, dostatečně silná kostní tkáň, funkční klouby, které zajistí dostatečnou flexibilitu, senzomotorický systém, vestibulární aparát a zrak, jenž zajistí zpětné informace týkající se vykonaného pohybu. Pokud je některý z předpokladů vyřazen či nesplněna podmínka je nutno počítat se zhoršeným provedením chůze. Ta se stává energeticky méně efektivní tzn., že může činit některým jedincům větší či menší obtíže. Jelikož je při chůzi aktivní soubor několika podsystémů na sobě závislých, jsou tyto projevy znatelné už při zhoršení některého z těchto podsystémů (Neumannová et al, 2015).

2.3.1 Lokomoce a motorika

Lidská motorika se dá charakterizovat jako účelová organizace pohybové soustavy a její aktivity, která vede k dosažení vytyčeného cíle. Motorické řízení je podmíněno učením, získanými zkušenostmi v průběhu života a geneticky (Véle, 2006).

Kolář (2001) uvádí, že motorické vzory jsou dané geneticky a zahrnují kromě jednoduchých reflexů i složité senzomotorické funkční vztahy potřebné např. k chůzovému automatismu (reflex pozorovatelný od narození člověka při vzpřímené poloze). Naučené a zautomatizované pohybové funkce jsou tedy vytvořeny na základě motorického učení.

Lokomoci i chůzi lze řadit mezi činnosti, při kterých člověk nemusí vědomě kontrolovat pohyb a probíhají bez zapojení mozkové kůry. Chůzi dokáže spustit předem připravený vzorec neurální aktivity tzv. centrální motorický program (Králíček, 2011). Obecně lze lokomoci popsat jako proces, který je charakteristický pohybem sama sebe z jednoho místa na druhé. Obsahuje začátek pohybu, ukončení, změnu směru a rychlosti. Mezi druhy lokomoce řadíme chůzi a běh (Rose & Gamble, 2006).

Podle Latashe (2008) je pohyb souhrn neurální aktivity, která je jako určitý vzorec předem připravena a lze ji označit jako centrální motorický program. Takový program je zakódován v centrálním generátoru lokomoce (CGL), který by se se dal popsat jako paměť neurální sítě. Funkcí CGL je generovat rytmickou neurální aktivitu, která se transformuje do svalové aktivity, jenž vede k lokomoci.

CGL je umístěn ve spinální míše. Každá končetina je řízena samostatně. Pokud je při pohybu zapojeno více končetin nebo všechny končetiny, tělo si dokáže aktivitu CGL koordinovat. Za počátek je považován signál z mesencefalické lokomoční oblasti, která se nachází ve středním mozku. Tento signál je schopen spustit CGL a současně určit druh lokomoce tzn. rozlišit, zda bude následovat chůze či běh. Neméně důležitou roli při lokomoci hrají také proprioreceptory z končetin. Ty upraví motorický vzorec podle terénu, ve kterém se člověk zrovna nachází (Králíček, 2011).

Dietz (2003) tvrdí, že lokomoční vzor je závislý na centrálním programu a vstupu z proprioreceptorů, které udávají způsob svalových synergií. To vede k optimálnímu stoju nebo pohybu např. chůzi. Dále se na lokomoci podílí vestibulární a vizuální vstupy, které mohou také zásadním způsobem změnit centrálním program a tím odstranit nevhodné reakce.

2.3.2 Chůzový cyklus

Chůze je pohybová činnost, jenž se skládá z opakujících se částí a má cyklický charakter. Jako chůzový (krokový) cyklus lze označit základní jednotku chůze, která je tvořena dvěma libovolnými opakujícími se ději. Chůzový cyklus je zahájen kontaktem paty chodidla s podložkou a končí kontaktem stejné části téhož chodidla (Gage, 1991).

Gage (1991) dělí chůzový cyklus na dvě hlavní části: stojná a švihová fáze. Při průměrné rychlosti chůze je poměr stojné a švihové fáze 60:40. Autoři Sutherland et al. (1994) uvádějí, že poměr jednotlivých fází je 62 % stojná a 38 % švihová. Švihová fáze se prodlužuje s tím, jak se zvyšuje rychlost chůze a zároveň se zkracuje fáze stojná. V průběhu chůzového cyklu dochází dvakrát k fázi dvojí opory tzv. „double support“. Každá fáze dvojí opory trvá přibližně 10 % času z celkové doby chůzového cyklu.

Chůzový cyklus lze rozdělit také na kratší části. K tomuto rozdělení lze využít polohu chodidla vzhledem k podložce, po které se člověk pohybuje. Perry (1992) uvádí rozdělení, jenž je nejčastěji využívané v analýze chůze a zohledňuje i patologické vzory chůze.

Autoři Perry (1992); Rose a Gamble (2006) dělí jednotlivé fáze krokového cyklu následovně:

Stojná fáze (chodidlo se dotýká podložky):

1. počáteční kontakt,
2. postupné zatěžování,
3. mezistoj,
4. konečný stoj,
5. předšvih.

Švihová fáze (chodidlo je bez opory):

1. počáteční švih,
2. mezišvih,
3. konečný švih.

Stojná fáze

1. Počáteční kontakt

Za počáteční kontakt označujeme moment, který je na samém počátku stojné fáze. Mezi podložkou a patou při něm dochází k velkému působení reakční síly (Whittle, 2007). Jelikož se pata stává středem otáčení pohybu, hovoříme o této fázi jako o úderu paty do podložky, jenž tlumí náraz, zahajuje stabilizační proces, tzn. udržuje dynamickou rovnováhu a nastavuje podmínky pro následné pohyby při kroku (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Postavení hlezenního kloubu je neutrální nebo v mírné plantární či dorzální flexi. V subtalárním kloubu dochází k pronaci zánoží, což vede k supinaci přednoží v transverzotarzálním kloubu. Díky tomu je možná přizpůsobivost opory změnám povrchu. Zároveň se zvyšují nároky na stabilitu. Těsně před kontaktem s podložkou se dostává kolenní kloub do extenze, poté následuje mírná flexe, která slouží k tlumení zátěže. Ischiokrurální svaly brání hyperextenzi kolenního kloubu a zároveň fungují jako regulátory flekčního momentu trupu a kyčelního kloubu. Flexe v kyčelním kloubu je udávána v rozmezí 25° až 35°. Podložka, která působí reakční silou na chodidlo, vytvoří flekční moment, jenž je kompenzovaný koncentrickou kontrakcí extenzorů kyčle (*m. gluteus* a hamstringy) (Hamill & Knutzen, 2003).

2. Postupné zatěžování

Autoři Hamill a Knutzen (2008); Perry a Burnfield (2010); Rose a Gamble (2006); Vařeka a Vařeková (2009) uvádí, že postupným zatěžováním rozumíme periodu mezi počátečním kontaktem nohy a odrazem palce kontralaterální končetiny od podložky. Tato fáze má za úkol připravit dolní končetinu na vzrůstající zátěž, stabilizovat pánev a zpomalit pohyb. Kolenní kloub je při fyziologické chůzi schopen absorbovat kinetickou energii prostřednictvím jeho flexe do 15° až 20°.

Plosku nohy lze přizpůsobit pomocí Chopartova kloubu, který má dostatečnou vůli k tomu, aby došlo k relativní supinaci kolem longitudinální osy. Hlezenní kloub zajišťuje tzv. „první zhoupnutí“, které je charakteristické pohybem bérce kolem fixované patní kosti. Flexe kolenního kloubu je regulována excentrickou kontrakcí *m. quadriceps femoris*. Také v kyčelním kloubu se zmenšuje flexe. Pohyb trupu vpřed přes kyčelní kloub urychluje *m. gluteus maximus*. Poté co dojde ke kontaktu podložky a chodidla se pánev začne rotovat o 5° vpřed podle toho, která končetina je právě zatěžována a zároveň je rotována kontralaterální (opačná) strana horní části trupu tak, aby souhlasily souhyby horních končetin. Excentrická kontrakce *m. gluteus medius* minimalizuje kontralaterální pokles pánve tím, že stabilizuje pánev ve frontální rovině (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

3. Mezistoj

Fáze krokového cyklu, kde je za počátek brán odraz palce protějšší končetiny a za konec zdvih stejnostranné paty. Mezistoj má za úkol stabilizovat kolenní kloub a udržet těžiště nad opěrnou bází. Při posunu dolní končetiny přes zafixované chodidlo je zásadní zhoupnutí

v hlezenním kloubu. Střed otáčení je přesunut z paty na střed kloubu a přenos zatížení umožní uzamknutí Chopartova kloubu (Adams & Perry, 2006).

Podle Perry a Burnfielda (2010); Rose a Gambla (2006); Vařeky a Vařekové (2009) dochází v subtalárním kloubu k supinaci a zatížení se přesouvá na laterální stranu. Důležitá je také kontrakce *m. soleus* a *m. gastrocnemius*, jenž fungují jako brzda zpomalující dorziflexi a současně stabilizují *tibii* během „druhé zhoupanutí. Při mezistoji je celá ploska nohy v kontaktu s podložkou. Stabilizace kolenního kloubu zajišťuje koncentrická kontrakce *m. vastus medialis* a *m. vastus lateralis* až do chvíle, kdy se vektor reakční síly podložky přesune před kolenní kloub. U kyčelního kloubu lze pozorovat změnu úhlu flexe z 20° do neutrální polohy. Postupně se extenzory kyčelního kloubu stávají méně aktivní až do okamžiku, kdy další extenční pohyb zajišťuje setrvačná síla. Na straně švihové dolní končetiny dochází k poklesu o cca 5°.

4. Konečný stoj

Ciannini (1994) uvádí, že konečný stoj je fáze, která začíná zdvihnutím paty stojné dolní končetiny a končí poté co se kontralaterální pata dotkne podložky.

Trup se pohybuje směrem vpřed a zároveň vzniká moment síly, který v hlezenním kloubu způsobuje dorzální flexi. Poté, co se vektor reakční síly podložky posune směrem k hlavičkám metatarzů, se zvyšuje potřeba aktivity plantárních flexorů. To vše ještě před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny. Osa otáčení je v oblasti přednoží. V mezistoji se trup nacházel v nejvyšším bodě, v konečném stoju se poloha trupu začíná snižovat (Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková 2009).

Hlezenní kloub je udržován v 10° dorzální flexi a *tibia* je bržděna proti pohybu vpřed pomocí excentrické kontrakce plantárních flexorů. Uzamknutím Chopartova a inverzí v subtalárním kloubu docílíme zajištění stability nohy. Opora palce a stabilizace I. metatarzofalangeálního kloubu je zajištěna *m. flexor hallucis longus*. Patní kost je přitahována k přednoží pomocí napnutí plantární fascie. Elevace paty je zajištěna plantárními flexory hlezenního kloubu, konkrétně jejich koncentrickou kontrakcí a vektor reakční síly je posunut před kolenní kloub. V kolenním kloubu se dále zvětšuje flexe a narůstá i supinace zánoží. K akceleraci pohybu je primárně využit *m. triceps surae*, který zajistí až 80 % síly potřebné k akceleraci. Hyperextenzi v kolenním kloubu brání *m. gastrocnemius* a extenzi v kyčelním kloubu excentrická kontrakce *m. iliopsoas*. V této fázi je neustále nutné stabilizovat pánev, což zajistí abduktory kyčelního kloubu (Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková 2009).

5. Předšvih

Podle Perry a Burnfielda (2010) je předšvihová fáze poslední částí fáze stojné, jelikož začíná v momentě, kdy je ploska nohy kontralaterální končetiny v kontaktu s podložkou a končí, až když palec ztratí kontakt s podložkou. Kontrakcí *m. triceps surae* je zajištěna flexe v kolenním kloubu a vektor reakční síly podložky je přesunut za kolenní kloub. V hlezenním kloubu je maximální plantární flexe a zapojení plantárních flexorů postupně klesá po odlehčení odrazové končetiny. Na ipsilaterální straně dochází k abdukci v kyčelním kloubu, protože hmotnost je přenesena na kontralaterální končetinu. Rychlost, jakou probíhá flexe v kolenním kloubu je určena excentrickou kontrakcí *m. rectus femoris*. Koncentrická kontrakce *m. rectus femoris* pomáhá při flexi v kyčelním kloubu.

Švihová fáze

1. Počáteční švih

Fáze počátečního švihu začíná v momentě, kdy se noha dostane nad podložku a končí až ve chvíli, kdy je kolenní kloub v maximální flexi. Fáze je typická také pohybem stehna směrem vpřed, dále dochází k flexi kolenního kloubu a dorzální flexi kloubu hlezenního. Poté, co noha přestane být v kontaktu s podložkou, je zároveň dosaženo maximální plantární flexe. Koncentrická kontrakce *m. tibialis anterior* a *m. flexor hallucis longus* posouvá chodidlo do neutrální pozice. Flexi v kloubu kolenním zajistí setrvačná síla *m. biceps femoris* a flexory kyčle (*m. iliopsoas*, *m. pectineus*, *m. rectus femoris*). Při fyziologické chůzi dochází během švihu k pasivní extenzi v kolenním kloubu, jelikož se končetina chová jako „kyvadlo“. Na samotném počátku švihové fáze je uděleno dolní končetině zrychlení díky aktivitě flexorů kyčelního kloubu (Gage, 1991; Perry & Burnfield 2010; Rose & Gamble 2006).

2. Mezišvih

Whittle (1997) uvádí, že fáze mezišvihu začne poté, co je kolenní kloub v maximální flexi a její konec nastává, když se *tibie* dostane do vertikálního postavení. Tato fáze je charakteristická přechodem mezi zrychlením a zpomalením pohybu dolní končetiny. Chodidlo se nachází nad podložkou a končetina se posouvá směrem vpřed. Pro pokračování pohybu je nutná dorzální flexe v hlezenním a extenze v kolenním kloubu.

Podle Gage (1991) je pro neutrální postavení hlezenního kloubu nutná aktivita *m. tibialis anterior*. Noha se nachází cca 1,5 cm nad podložkou. Přední část nohy je v této fázi v mírné supinaci a v kloubu kolenním začíná extenze, která je pasivní. Na konci této fáze je

důležitá aktivita hamstringů, jenž zahájí flexi. V kloubu kyčelním dochází k vnitřní rotaci a addukci. *M. iliopsoas* zajistí flexi kyčelního kloubu.

3. Konečný švih

Poslední fáze švihu je konečný švih. Během něho se dolní končetina připravuje na kontakt podložky a nohy. Vlivem kontrakce *m. tibialis anterior* se hlezenní kloub nachází v neutrálním postavení a aktivitou tohoto svalu je také udrženo zánoží ve správném postavení pro kontakt podložky a nohy. Pohyb dolní končetiny vpřed a její příprava pro fázi stojnou jsou dokončeny extenzí kolenního kloubu zajištěnou *m. quadriceps femoris*. Excentrická kontrakce hamstringů brání hyperextenzi kolenního kloubu. Excentrická kontrakce hamstringů a *m. gluteus maximus* také zpomaluje pohyb stehna. Kolenní kloub se nachází v maximální extenzi těsně před tím, než je švihová fáze u konce a je stabilizován hamstringy (Adams & Perry 2006; Gage 1991).

2.3.4 Analýza chůze

Analýzu chůze lze provádět na několika úrovních. Způsob analýzy je dán především technickými podmínkami pracoviště a cíli analýzy. Analýza kvalitativní je hodnocením bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Výsledek je poté závislý na odbornosti, zkušenostech a znalostech posuzovatele. Jsou zde také kladeny menší nároky na technickou vybavenost. Příkladem kvalitativní analýzy může být vizuální posouzení reálného pohybu případně jeho záznam (Janura & Zahálka, 2004). Pro analýzu chůze je v běžné klinické praxi nejčastěji využívána tzv. aspekce chůze. Tu používají lékaři či fyzioterapeuti při kineziologickém vyšetření. Během vyšetření jde o získání základních údajů o chůzi např. rytmus, délka kroku, pohyb pánve, souhyby dolní končetiny, koordinace pohybů při chůzi, postavení dolní končetiny, jenž se právě nachází ve stejné fázi, šířka kroku a další. Nevýhodou je nepřesnost a závislost na znalostech vyšetřujícího. Tento postup také neumožňuje přesně určit velikost výstupních veličin (Neumannová et al., 2015).

Pro zjištění jednotlivých veličin je nutno použít kvantitativní metodu, jejímž výstupem je číselná hodnota v podobě fyzikálních veličin. K použití této metody je zapotřebí optimální materiální vybavení, které dokáže analyzovat chůzi s poměrně vysokou přesností. Rozdělení kvantitativních metod je závislé na tom, jakou fyzikální veličinu měříme tzn. je-li měřeným parametrem síla, nazýváme metodu jako „dynamickou“, pokud je sledován pohyb bez ohledu

na příčiny sil vyskytujících se při prováděném pohybu, jedná se o metodu kinematickou (Janura & Zahálka, 2004).

Neumannová et al. (2015) uvádí, že kinematická analýza chůze je zaměřena zejména na popis změn pohybu jednotlivých segmentů těla. Díky kinetické (dynamické) analýze chůze je možno získat informace např. o velikosti sil působících na člověka při chůzi, sil, které vznikají uvnitř těla, informace o velikosti momentů jednotlivých sil, tlaku, napětí apod. V ideálním případě jsou výsledky naměřené při kinematické analýze dány do souvislosti s anamnézou a výsledky ostatních vyšetření. Vhodné je také doplnit analýzu chůze o vyšetření rovnováhy.

2.3.4.1 Kinematická analýza chůze

Janura a Zahálka (2004) uvádí, že nejčastěji používané kinematické metody pro analýzu chůze jsou založeny na záznamu pohybu a jejich následném vyhodnocení. Používají se klasické videokamery a optoelektrické systémy. V obou případech jsou informace získány vyhodnocením polohy bodů na těle člověka. Výběrem těchto bodů docílíme získání souřadnic, ze kterých poté lze určit kinematické veličiny. Abychom mohli určit polohu bodů a jednotlivé segmenty je nutné nadefinovat tzv. „kartézský“ systém. Úhlové a délkové parametry jsou určeny za pomoci znalostí analytické geometrie.

Janura et al. (2012) upozorňuje, že při záznamu se lidské tělo zobrazí jako dvojrozměrný obraz. Pokud bychom chtěli určit prostorové souřadnice bodů, je nutné použít minimálně dvě kamery ke snímání pohybu a provést kalibraci prostoru tzn. nasnímat těleso známé velikosti všemi kamerami a poté složit dvojice rovinných souřadnic. Tímto získáme souřadnice prostorových bodů.

K určení segmentu používáme vybrané anatomické body. Jelikož nelze bod umístit např. přímo do středu kloubu využívá se jejich projekce na kůži. Pohmatem je nalezen určitý anatomický bod, na který se umístí značka. Při použití videokamer jsou využity značky pasivní (na záznamu jsou manuálně označeny). Záznam lze vyhodnotit za pomoci tzv. emitoreů světla a LED, které umožní odraz signálu vysílaného z okolí objektivu kamer (Janura & Zahálka, 2004).

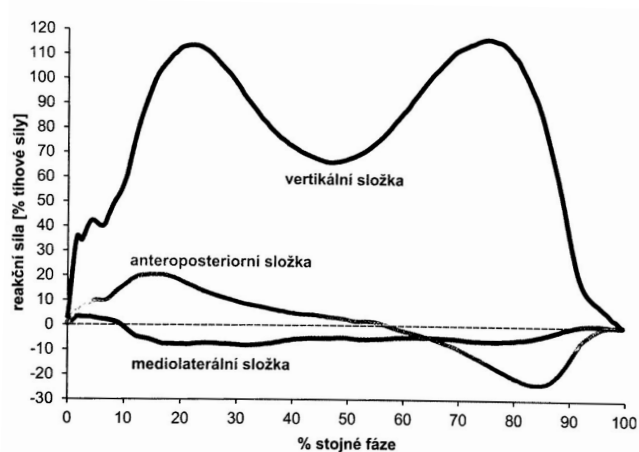
Body na těle lze označit různě. Aby bylo možné porovnávat výsledky různých studií, je třeba se řídit při umístění značek předem definovanými soubory. Dále je potřeba počítat s odchylkou v měření způsobenou posunem značky na těle. Děje se tak kvůli tomu, že mezi strukturou na kosti a značkou na povrchu těla se nachází vrstva svalů, kůže a dalších měkkých tkání. Jak moc se měření odchýlí je tedy dáno i tím jaké má testovaná osoba antropometrické parametry. Takovýto soubor značek definuje např. Robertson et al. (2014).

2.3.4.2 Kinetická (dynamická) analýza chůze

Síla, její optimální velikost a směr, jsou podmínkou provedení pohybu. Stejně podmínky platí i pro provedení chůze. Síla může být nejen příčinou pohybu a zatížení, ale také zranění. Abychom získali objektivní informace o provedení chůze, je nezbytné změřit velikost působících sil. Pro kvantifikaci pohybové činnosti se využívá dynamická analýza chůze (Neumannová et al., 2015).

Dle Uchytla et al. (2010) lze jako příklad uvést měření reakční síly podložky. Dolní končetina působí při chůzi na povrch silou. Působením této akční svalové síly vzniká na základě 3. Newtonova zákona síla reakční, která je stejně velká jako síla působící na podložku s tím rozdílem, že je opačného směru. Reakční sílu lze měřit např. silovými plošinami. Naměřenou reakční sílu (GRF) lze rozdělit na tři složky (Obrázek 9):

1. vertikální,
2. anteroposteriorní,
3. mediolaterální.



Obrázek 9. Grafické znázornění vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složky GRF při chůzi (Neumannová et al., 2015)

Vertikální složka GRF dosahuje při chůzi až 120 % tíhové síly testované osoby. V průběhu oporové fáze jsou zde naměřeny nejvyšší hodnoty (Uchytla et al., 2010). Typickým znakem vertikální složky jsou dva vrcholy. První vrchol dosahuje maxima ve 20 % stejné fáze a druhé maximum je poté patrné ve fázi předšvih. Zde se zvětšuje na 110 % až 115 % tíhové síly. Při mezistoji klesne GRF na cca 90 % tělesné hmotnosti. Anteroposteriorní složka neboli „smyková síla“ udává zatížení chodidla při akceleraci a brždění. Po počátečním kontaktu se síla postupně zvětšuje v posteriorním směru. Maximální velikost této síly odpovídá přibližně 20 % síly tíhové. V mezistoji tato komponenta začíná působit směrem vpřed a její účinek je tedy akcelerační, maximum síly dosahuje opět hodnoty cca 20 % tíhové síly. Mediolaterální složka je velmi variabilní a její využití při analýze chůze je velmi náročné (Whittle, 1997).

Otáčivý účinek působící síly (moment síly) lze určit jako součin síly a vzdálenosti jejího vektoru od bodu otáčení. V lidském těle jsou tyto body otáčení nejčastěji ve středu kloubu. Při chůzi dochází ke změnám polohy vektoru reakční síly vzhledem k danému středu otáčení. Proto i malé odchýlení v poloze vektoru síly vzniklé při nastavení segmentů může znamenat velkou změnu v působení síly. Odchýlení polohy vektoru síly může vzniknout kvůli intervenci v průběhu terapie, což ve výsledku může zapříčinit posun působení vektoru reakční síly působící před kloubem až za kloub. Následkem je poté změna orientace momentu síly a zapojení svalových skupin, jež mají opačnou funkci (Neumannová et al. 2015).

Silové plošiny

Silové plošiny sloužící pro měření reakční síly primárně zaznamenávají vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složku GRF a trajektorii působiště reakční síly, nicméně některé typy plošin dokážou zaznamenat pouze složku vertikální. Jedná se ale o plošiny používané jen pro základní analýzu chůze. Plošiny obsahují 3 až 4 piezoelektrické nebo tenzometrické senzory. Tyto senzory jsou zpravidla umístěné v rozích plošiny. Jednotlivé senzory naměří reakční sílu a výsledné reakční síly v každém směru se poté dopočítávají. Princip silových plošin není pouze záležitostí výzkumů a laboratorních měření, ale má i komerční využití v herních konzolách např. Nintendo. Pro analýzu chůze je nezbytné využít alespoň dvou silových plošin. Plošiny by měly být uspořádány za sebou a umístěny uprostřed prostoru vymezujícího několik metrů dlouhou dráhu. V případě použití pouze jedné plošiny je nutné, aby testovaná osoba provedla větší množství pokusů. Jedině tak je možné získat data vztahující se k oběma dolním končetinám. Testovaný jedinec musí v průběhu testování projít ve stanoveném tempu předem stanovenou dráhu (Bizovská et al., 2017).

Při testování je nutné dodržet správné umístění chodidel na silové plošině tzn., že chodidlo musí došlápnout celou jeho plochou na silovou plošinu. Dále je potřeba stanovit počátek zahájení chůze. Počátek je vždy individuální a jeho stanovení je úkolem tzv. testovacích pokusů, během kterých je možné upravit i dráhu chůze, aby testovaná osoba nepokládala plosku chodidla mimo silovou plošinu. Testovaného jedince nesmíme informovat o poloze silových plošin, jelikož by mohlo dojít k přizpůsobení chůze poloze silových plošin. Pokud i přesto testovaná osoba zná umístění plošin, je nutné ji upozornit na to, aby nedělala při chůzi nepřirozené pohyby, případně uzpůsobit počátek dráhy tak, aby neměnila délku kroku. Umístit chodidla na plošinu mají problém především osoby vyššího věku, jelikož mají dlouhý krok, senioři a osoby s pohybovým omezením, které mají naopak tendenci krok zkracovat. Pokud se testovaná osoba nepřizpůsobí laboratorním podmínkám, může v některých případech

dojít až k tomu, že test nelze provést (Bizovská et al., 2017). Rychlost by měla být co nejpřirozenější, nicméně lze ji upravit dle potřeby nebo přesně kontrolovat pomocí metronomu či fotobuněk (Schwartz et al., 2008; Svoboda et al., 2017).

Tlakové plošiny

Pro zjištění informací o zatížení nohy se používá i tzv. „dynamická plantografie“. Ta funguje na principu zatížení a kontaktu chodidla s podložkou. Při plantografii je nejčastěji využívaným přístrojem tlaková plošina, která může mít různé velikosti. Rozsahem mohou být tyto plošiny od několika desítek centimetrů až po několik metrů. Jsou složeny ze základních modulů, které jsou zhotoveny z odolných materiálů chránících vnitřní měřicí vrstvu složenou ze senzorů (Janura et al., 2012). Dle Bizovské et al. (2017) jsou tlakové plošiny schopny měřit tlak při kontaktu těla a podložky. Sensory využívané v tlakové podložce jsou buď kapacitní, nebo rezistentní. Tyto senzory jsou rozmístěny po celé ploše plošiny, tudíž je možno detailně analyzovat chůzi a tlak vnikající při pohybu v různých částech tlakové plošiny. Každý výrobce má mírně odlišnou hustotu senzorů. Ta se může také lišit s konkrétním typem plošiny.

Naměřené hodnoty udávají rozložení tlaku pod různými částmi plosky chodidla. Dalším výstupem je poté průběh reakční síly a působiště reakční síly. Analýza chůze pomocí tlakových plošin probíhá bez nutnosti úpravy počátku dráhy, avšak některým testovaným osobám může dělat potíže šířka dráhy vytvořená z plošin, jelikož je oproti silovým plošinám o zhruba 40 cm užší. Testované osoby poté mají tendenci k nepřirozené chůzi, což vede k omezení šířky opěrné báze (plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy). Silové plošiny kromě trajektorie působiště reakční síly, velikosti a rozložení tlaku pod ploskou nohy a průběhu reakční síly mohou informovat o tlaku pod jednotlivými oblastmi i celkovým tlakem pod ploskou nohy.

Další zařízení pro dynamickou analýzu chůze

Další možností je měření přímo v obuvi, pokud testovaná osoba využije speciální stélky. Jejich výhodou oproti výše zmíněné tlakové plošině je počet provedených kroků. Při výzkumu je tedy umožněno hodnotit např. vliv únavy na velikost zatížení nohy (Janura et al., 2012).

2.3.5 Analýza chůze u osob s rupturou ACL

Poranění ACL velmi často negativně ovlivňuje funkci kolenního kloubu navzdory rehabilitačním zásahům (Suter et al., 2017). Bez ohledu na to, jaká léčebná strategie je zvolena, existuje zvýšené riziko opětovného poškození ACL případně dalších problémů např. osteoartritidy (Wiggins et al., 2016). Shen (2019) uvádí, že u osob s rupturou ACL, u kterých již proběhla rekonstrukce ACL je vhodným rehabilitačním prvkem chůze pozpátku v podobě cvičení na běžeckém páse. Pravidelná zpětná chůze má podle něj vliv na účinnost rehabilitace ACL.

Kinematické i kinetické parametry při chůzi se mění s rostoucím sklonem povrchu (chůzí z kopce dolů). Porovnání mezi sklonem 0°, 15° a 25° prokázalo, že při větším sklonu roste reakční síla působící na kolenní kloub. V počátku stojné fáze je také znatelný nárůst momentu síly působící na vnitřní rotaci *tibie*. Je tedy možné tvrdit, že existuje souvislost mezi poraněním ACL a úhlem terénu při chůzi (Pankwon et al., 2016). Podle Lepleye et al. (2016) je po poškození a následné rekonstrukci ACL změněna biomechanika chůze během každodenních činností. Jelikož se tyto činnosti často a pravidelně opakují, mají velký vliv na stav kolenního kloubu. Lepley et al. (2016) se proto pokusil analyzovat biomechaniku kyčelního a kolenního kloubu během chůze po schodech nahoru i dolů u pacientů s akutním poškozením ACL a poté po rekonstrukci ACL. Při zhodnocení úhlů a momentů sil v kolenním a kyčelním kloubu bylo prokázáno, že u pacientů se zraněním ACL dochází při chůzi ke zmenšení úhlu flexe kolene a extenčního momentu síly v koleni během chůze po schodech nahoru. Tyto změny byly znatelné před i po rekonstrukci, což značí, že je nutná včasná rehabilitace po operaci. Kinematika kolenního kloubu při chůzi je podle Hasegawa et al. (2015) s poškozeným ACL odlišná. Po operaci kolenního kloubu se postupně zlepšuje a vrací k původnímu stavu podobajícimu se tomu před poraněním. Dle studie provedené na skupině 13 subjektů bylo po operaci ACL prokázáno zvětšení flexe v kolenním kloubu. Flexe se s postupem času zvětšovala, nicméně stále nedosahovala hodnot kontralaterální končetiny, tedy končetiny zdravé. Dokonce i po 12 měsících od operace vykazovala operovaná končetina odlišné hodnoty úhlu naměřeného při flexi kolenního kloubu. Je proto nutné zvážit brzký návrat ke sportovní činnosti. Leporace et al. (2016) uvádí, že po rekonstrukci ACL se kromě biomechanických změn pojí s degenerativním procesem také neuromuskulární změny při denních aktivitách např. při chůzi. Odlišnosti jsou patrné v synergii (spolupráci) mezi *quadriceps femoris* a *hamstringy*.

Poranění ACL je závislé i na pohlaví. Až trojnásobně větší pravděpodobnost poranění ACL je u žen ve srovnání s muži při sportech jako je fotbal nebo basketbal (Arendt et al., 1995). Po rekonstrukci ACL jsou ženy také náchylnější k druhému poranění ACL a mají až šestinásobně vyšší riziko zranění kontralaterální končetiny, pokud na jedné z končetin již prodělaly zranění ACL (Paterno, 2012). Genderová specifika v kinematice kloubu můžou ovlivnit i kinematiku kloubu při zotavení. Rozdíly v kinematice kolenního kloubu během chůze mezi muži a ženami mohou částečně vysvětlit vyšší předpoklad k osteoartróze po poranění a rekonstrukci ACL u žen (Lohmander, 2007). Genderový rozdíl ovlivňující kinematiku a kinetiku kolenního kloubu byl nalezen v tibiální rotaci v průběhu stojné fáze před i po operaci ACL. Tyto rozdíly nebyly ovlivněny zraněním či rekonstrukcí ACL, jelikož jsou typické pro dané pohlaví. Zejména po rekonstrukci ACL vznikají při tibiální rotaci v kolenním kloubu síly, které mohou být příčinou osteoartrózy. Z tohoto důvodu by mělo být hodnocení biomechanických účinků poškození ACL před a po rekonstrukci ACL vyhodnoceno samostatně u žen a mužů. Na základě zjištění této studie se ženám nedoporučuje návrat ke sportovním aktivitám dříve než po 6 měsících po rekonstrukci (Asaeda, 2017).

3 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1 Hlavní cíl

Posoudit efekt operace předního zkříženého vazů na zatížení končetin při chůzi.

3.2 Dílčí cíle

1. Porovnat zatížení na končetině s rupturou předního zkříženého vazů a nepostiženou končetinou.
2. Posoudit vliv operace na zatížení postižené i nepostižené končetiny u osob s rupturou předního zkříženého vazů.
3. Posoudit vliv operace na symetrii zatížení končetin u osob s rupturou předního zkříženého vazů.

3.3 Hypotézy

H₁: Zatížení při chůzi se liší mezi končetinou s rupturou ACL a nepostiženou končetinou.

H₂: Zatížení při chůzi se po operaci ACL liší u operované i nepostižené končetiny.

- H_{2A}: před operací a 6 měsíců po operaci.
- H_{2B}: před operací a 12 měsíců po operaci.
- H_{2C}: 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci.

H₃: Symetrie zatížení před operací, 6 měsíců a 12 měsíců po operaci ACL se liší.

- H_{3A}: před operací a 6 měsíců po operaci.
- H_{3B}: před operací a 12 měsíců po operaci.
- H_{3C}: 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci.

Hypotézy budou vyhodnoceny samostatně pro jednotlivé složky reakční síly, tj. vertikální a anteroposteriorní složku.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor se skládal z 12 probandů, kterým byla diagnostikována ruptura ACL s indikací k operativní léčbě. Žádný z probandů netrpěl přidruženým zraněním kolenního kloubu. Výzkumný soubor měl následující charakteristiku. Probandi byli ve věku $29 \pm 6,4$ let, jejich hmotnost byla $82,0 \pm 14,6$ kg a jejich výška činila $179,0 \pm 9,8$ cm. Celkem 6 probandů utrpělo rupturu ACL u pravé dolní končetiny a 6 u levé dolní končetiny. Z dvanácti testovaných probandů bylo 9 mužů a 3 ženy.

Všechny testované osoby byly seznámeny s průběhem měření a podepsaly informovaný souhlas s anonymním využití údajů pro vědeckou práci. Výzkum byl schválen etickou komisí Univerzity Palackého v Olomouci (IGA_FTK_2017_012) a probíhal na ortopedické klinice Fakultní nemocnice Olomouc, která disponuje výzkumnou laboratoří chůze.

Kritéria pro výběr probandů byla absence přidružených poranění kolenního kloubu např. menisků případně jiných vazů kromě ACL a dalších poranění týkajících se kloubů dolní končetiny společně s traumatologickými, ortopedickými či neurologickými postiženími ovlivňujícími chůzi.

4.2 Metody sběru dat

Data byla získána v rámci projektu „Kinematická analýza chůze před a po operaci předního zkříženého vazů“. Záznam chůzového cyklu a hodnoty parametrů odvozených z reakční síly podložky byly získány za pomoci silových plošin Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko). Rozměry silových plošin byly 600 x 400 x 35 mm.

4.3 Příprava objektů studie na měření

Všichni probandi byli seznámeni s průběhem měření a poté, co vyplnili informovaný souhlas, podstoupili vstupní měření. Zjištěné parametry sloužily k určení středů kloubů, které jsou nezbytné pro kinematickou 3D analýzu pohybu. Součástí vstupního měření bylo získání informací o antropometrických parametrech (výška, hmotnost, délka dolních končetin, šířka kotníku a kolenního kloubu). Probandi vyplnili také dotazníky, které subjektivně hodnotí stav kolenního kloubu (Lysholmovo skóre, IKDC a Tegnerovo skóre).

4.4 Průběh měření

Celková dráha měřeného úseku byla 8 m, obsahovala 2 silové plošiny Kistler a 7 infračervených kamer Vicon MX. Společně s tímto vybavením byl použit software Vicon Nexus. Po kalibraci vybavení probandi absolvovali 2 pokusy klidového stoje z nichž jeden měl širší opěrnou bázi a jeden užší. Následně proběhla statická kalibrace dat a proband přirozenou chůzi prošel ve vymezené dráze. Měření bylo realizováno $3,5 \pm 1,8$ den před operací ACL, poté $6,4 \pm 0,9$ měsíce po operaci a následně se měření opakovalo $12,5 \pm 0,8$ měsíce po operaci.

4.5 Analýza dat

Získaná data byla zpracována v programu MATLAB (MathWorks, Nattick, MA, USA). Data byla filtrována pomocí filtru Butterworth 4. řádu s mezní frekvencí 30 Hz. Z vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly podložky byly odvozeny následující silové parametry:

- první vertikální maximum (F_{V1}),
- druhé vertikální maximum (F_{V2}),
- maximum síly v brzdící fázi (F_B)
- maximum síly v propulzní fázi (F_P).

Dále byly odvozeny následující časové parametry:

- doba trvání stojné fáze (t_S)
- čas prvního vertikálního maxima ($t_{F_{V1}}$),
- čas druhého vertikálního maxima ($t_{F_{V2}}$),
- doba trvání brzdící fáze (t_B),
- čas maxima v brzdící fázi (t_{F_B}),
- čas maxima v propulzní fázi (t_{F_P}).

Pro následnou analýzu byly použity průměrné hodnoty parametrů získané z prvních 5 pokusů každého probanda, které byly zaznamenány bez chyb.

4.6 Statistické zpracování

Data byla statisticky zpracována v programu Statistica (verze 12, StarSoft, Inc., Tulsa, OK, USA), kde byly vypočítány statistické charakteristiky (směrodatná odchylka, průměr). Aby bylo možné posoudit rozdíl mezi stavem před a po operaci, byla použita analýza rozptylu pro opakovaná měření a LSD Fisherův hoc test. Statistická významnost byla $\alpha = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k hypotéze H1

H₁: „Zatížení při chůzi se liší mezi končetinou s rupturou ACL a nepostiženou končetinou.“

Při porovnání naměřených hodnot na končetině s rupturou ACL a nepostižené končetiny před operací nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl mezi končetinami v hodnotách silových i časových parametrů odvozených z vertikální (Tabulka 1) i anteroposteriorní (Tabulka 2) složky reakční síly podložky. Doba trvání stejné fáze (tS) byla průměrně o 0,01 sekund delší u končetiny nepostižené. Hladina statistické významnosti (p) v případě tS dosahuje hodnoty 0,826.

Tabulka 1. Hodnoty zatížení dolních končetin (vertikální složka).

Parametr	Končetina s rupturou ACL		Nepostižená končetina		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _{V1} (%)	106,3	6,0	107,2	5,3	0,748
F _{V2} (%)	112,8	6,6	113,9	6,5	0,619
t _{F_{V1}} (%tS)	23,7	2,3	23,1	2,7	0,496
t _{F_{V2}} (%tS)	77,0	1,5	76,7	1,5	0,739

Legenda: F_{V1} – první vertikální maximum; F_{V2} – druhé vertikální maximum; t_{F_{V1}} – čas prvního vertikálního maxima; t_{F_{V2}} – čas druhého vertikálního maxima; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Tabulka 2. Hodnoty zatížení dolních končetin (anteroposteriorní složka).

Parametr	Končetina s rupturou ACL		Nepostižená končetina		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _B (%)	-16,2	2,5	-17,0	2,5	0,542
F _P (%)	20,8	2,8	20,8	2,9	0,960
t _B (%tS)	57,3	2,1	55,8	2,5	0,188
t _{F_B} (%tS)	16,3	0,8	15,4	1,5	0,180
t _{F_P} (%tS)	30,3	2,8	31,9	3,4	0,141

Legenda: F_B – maximum síly v brzdící fázi; F_P – maximum síly v propulzní fázi; t_B – doba trvání brzdící fáze; t_{F_B} – čas maxima v brzdící fázi; t_{F_P} – čas maxima v propulzní fázi; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Výsledky neprokázaly statisticky významný rozdíl v žádném měřeném parametru u vertikální i anteroposteriorní složky. Hypotéza H_1 je tedy zamítnuta.

5.2 Výsledky k hypotéze H_2

H_2 : „Zatížení při chůzi se po operaci ACL liší u operované i nepostižené končetiny.“

Naměřené hodnoty ve vertikální (Tabulka 3) i anteroposteriorní složce (Tabulka 4) dosahují rozdílných hodnot před operací a 6 měsíců po operaci u končetiny s rupturou ACL i nepostižené končetiny, nicméně nebyl zde nalezen statisticky významný rozdíl. Vertikální složka vykazovala 12 měsíců po operaci v parametrech F_{V1} a F_{V2} významný rozdíl u obou končetin (Tabulka 5). U anteroposteriorní složky byla významná změna hodnoty F_B 12 měsíců po operaci u obou končetin (Tabulka 6) a při porovnání druhého a třetího měření u postižené končetiny (Tabulka 8). Dále jsme zaznamenali významný rozdíl u nepostižené končetiny v parametru t_{F_B} mezi druhým a třetím měřením (Tabulka 8). Z následujících tvrzení vyplývá, že hypotézu H_2 lze potvrdit.

5.2.1 Výsledky k hypotéze H_{2A}

H_{2A} : „Zatížení při chůzi se po operaci ACL liší u operované i nepostižené končetiny před operací a 6 měsíců po operaci.“

Při druhém měření jsou ve všech silových parametrech patrné vyšší hodnoty pro obě dolní končetiny (DK). Oproti tomu časové parametry vykazují hodnoty nižší (Tabulka 3) a (Tabulka 4). Doba trvání stojné fáze byla před i 6 měsíců po operaci téměř shodná. Žádný z parametrů nebyl statisticky významný.

Tabulka 3. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (vertikální složka).

Parametr	Končetina	Před operací		6 měsíců po operaci		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
F _{V1} (%)	ACL	106,3	6,0	108,3	7,8	0,552
	N	107,2	5,3	110,1	6,9	0,139
F _{V2} (%)	ACL	112,8	6,6	113,0	6,6	0,574
	N	113,9	6,5	114,4	7,9	0,325
t _{F_{V1}} (% <i>ts</i>)	ACL	23,7	2,3	23,3	2,1	0,353
	N	23,1	2,7	22,4	1,8	0,276
t _{F_{V2}} (% <i>ts</i>)	ACL	77,0	1,5	76,9	2,1	0,573
	N	76,7	1,5	76,5	2,2	0,266

Legenda: F_{V1} – první vertikální maximum; F_{V2} – druhé vertikální maximum; t_{F_{V1}} – čas prvního vertikálního maxima; t_{F_{V2}} – čas druhého vertikálního maxima; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Tabulka 4. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Parametr	Končetina	Před operací		6 měsíců po operaci		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
F _B (%)	ACL	-16,2	2,5	-17,0	2,6	0,163
	N	-17,0	2,5	-18,1	2,7	0,159
F _P (%)	ACL	20,8	2,8	21,2	3,3	0,485
	N	20,8	2,9	21,2	1,9	0,525
t _B (% <i>ts</i>)	ACL	57,3	2,1	57,8	2,4	0,798
	N	55,8	2,5	56,9	2,8	0,438
t _{F_B} (% <i>ts</i>)	ACL	16,3	0,8	16,1	1,9	0,405
	N	15,4	1,5	15,1	1,5	0,162
t _{F_P} (% <i>ts</i>)	ACL	30,3	2,8	29,6	2,3	0,609
	N	31,9	3,4	30,3	2,2	0,071

Legenda: F_B – maximum síly v brzdící fázi; F_P – maximum síly v propulzní fázi; t_B – doba trvání brzdící fáze; t_{F_B} – čas maxima v brzdící fázi; t_{F_P} – čas maxima v propulzní fázi; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Hypotézu H_{2A} tedy zamítáme.

5.2.2 Výsledky k hypotéze H_{2B}

H_{2B} : „Zatížení při chůzi se po operaci ACL liší u operované i nepostižené končtiny před operací a 12 měsíců po operaci.“

Naměřené hodnoty ve vertikální i anteroposteriorní složce reakční síly podložky dosahují rozdílných hodnot před operací a 12 měsíců po operaci u končtiny s rupturou ACL i nepostižené končtiny. V případě složky vertikální u prvního vertikálního maxima a druhého vertikálního maxima byla nalezena významně vyšší hodnota 12 měsíců po operaci ve srovnání se stavem před operací (Tabulka 5). U anteroposteriorní složky byla hodnota maxima síly v brzdící fázi v absolutní hodnotě na obou končetinách významně vyšší 12 měsíců po operaci (Tabulka 6). Po uplynutí 12 měsíců od operace byla tS o 0,01 sekund kratší, $p = 0,576$ v případě končtiny s rupturou ACL. U končtiny zdravé byla tS kratší o 0,02 sekund, $p = 0,444$. V dalších parametrech měření nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Tabulka 5. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Parametr	Končtina	Před operací		12 měsíců po operaci		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
F _{V1} (%)	ACL	106,3	6,0	112,3	8,7	0,015
	N	107,2	5,3	113,9	9,3	0,017
F _{V2} (%)	ACL	112,8	6,6	115,0	8,4	0,033
	N	113,9	6,5	117,5	6,7	0,017
t_F _{V1} (%t _S)	ACL	23,7	2,3	23,6	2,8	0,487
	N	23,1	2,7	23,3	2,2	0,525
t_F _{V2} (%t _S)	ACL	77,0	1,5	77,0	1,7	0,626
	N	76,7	1,5	77,4	2,1	0,523

Legenda: F_{V1} – první vertikální maximum; F_{V2} – druhé vertikální maximum; t_F_{V1} – čas prvního vertikálního maxima; t_F_{V2} – čas druhého vertikálního maxima; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Tabulka 6. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka)

Parametr	Končetina	Před operací		12 měsíců po operaci		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
F _B (%)	ACL	-16,2	2,5	-18,1	2,9	0,001
	N	-17,0	2,5	-19,4	3,9	0,007
F _P (%)	ACL	20,8	2,8	21,8	3,6	0,214
	N	20,8	2,9	22,1	2,5	0,058
t _B (%t _S)	ACL	57,3	2,1	57,8	2,8	0,481
	N	55,8	2,5	57,8	3,2	0,119
t _{F_B} (%t _S)	ACL	16,3	0,8	16,7	1,3	0,941
	N	15,4	1,5	16,1	1,2	0,059
t _{F_P} (%t _S)	ACL	30,3	2,8	29,7	2,7	0,398
	N	31,9	3,4	30,2	2,5	0,164

Legenda: F_B – maximum síly v brzdící fázi; F_P – maximum síly v propulzní fázi; t_B – doba trvání brzdící fáze; t_{F_B} – čas maxima v brzdící fázi; t_{F_P} – čas maxima v propulzní fázi; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Na základě výsledků, při kterých je patrná statistická významnost u parametrů vertikální složky (Tabulka 5) v prvním i druhém vertikálním maximu a u anteroposteriorní složky (Tabulka 6) v maximu síly v brzdící fázi, je hypotéza H_{2B} potvrzena.

5.2.3 Výsledky k hypotéze H_{2C}

H_{2C} : „Zatížení při chůzi se po operaci ACL liší u operované i nepostižené končtiny 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci.“

V době trvání stejné fáze (tS) a hodnotách parametrů odvozených z vertikální složky reakční síly podložky nebyl mezi měřeními 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci u končtiny s rupturou ACL i nepostižené končtiny nalezen statisticky významný rozdíl (Tabulka 7). Hodnota maxima síly na postižené končetině v brzdící fázi je v absolutní hodnotě významně vyšší 12 měsíců po operaci. Maximum síly v brzdící fázi na nepostižené končetině nastalo významně později ve srovnání s hodnotou 6 měsíců po operaci (Tabulka 8). Doba trvání stejné fáze byla u postižené končtiny po operaci o 0,01 sekund kratší a u končtiny zdravé byla kratší o 0,02 sekund.

Tabulka 7. Hodnoty zatížení dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Parametr	Končetina	6 měsíců po operaci		12 měsíců po operaci		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
F _{V1} (%)	ACL	108,3	7,8	112,3	8,7	0,059
	N	110,1	6,9	113,9	9,3	0,331
F _{V2} (%)	ACL	113,0	6,6	115,0	8,4	0,108
	N	114,4	7,9	117,5	6,7	0,141
t_F _{V1} (%tS)	ACL	23,3	2,1	23,6	2,8	0,813
	N	22,4	1,8	23,3	2,2	0,089
t_F _{V2} (%tS)	ACL	76,9	2,1	77,0	1,7	0,939
	N	76,5	2,2	77,4	2,1	0,084

Legenda: F_{V1} – první vertikální maximum; F_{V2} – druhé vertikální maximum; t_F_{V1} – čas prvního vertikálního maxima; t_F_{V2} – čas druhého vertikálního maxima; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Tabulka 8. Hodnoty zatížení dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Parametr	Končetina	6 měsíců po operaci		12 měsíců po operaci		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	
F _B (%)	ACL	-17,0	2,6	-18,1	2,9	0,042
	N	-18,1	2,7	-19,4	3,9	0,156
F _P (%)	ACL	21,2	3,3	21,8	3,6	0,580
	N	21,2	1,9	22,1	2,5	0,197
t _B (%t _S)	ACL	57,8	2,4	57,8	2,8	0,652
	N	56,9	2,8	57,8	3,2	0,421
t _{F_B} (%t _S)	ACL	16,1	1,9	16,7	1,3	0,365
	N	15,1	1,5	16,1	1,2	0,002
t _{F_P} (%t _S)	ACL	29,6	2,3	29,7	2,7	0,737
	N	30,3	2,2	30,2	2,5	0,661

Legenda: F_B – maximum síly v brzdící fázi; F_P – maximum síly v propulzní fázi; t_B – doba trvání brzdící fáze; t_{F_B} – čas maxima v brzdící fázi; t_{F_P} – čas maxima v propulzní fázi; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

V závislosti na výsledcích hypotézu H_{2C} potvrzujeme.

5.3 Výsledky k hypotéze H3

H₃: „Symetrie zatížení před operací, 6 měsíců a 12 měsíců po operaci ACL se liší.“

Pro měřené parametry nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve vertikální ani anteroposteriorní složce u žádného z měření. Hypotéza H₃ je zamítnuta. Index symetrie doby trvání stojné fáze byl před operací tS = 1,2 s. Šest měsíců po operaci dosahoval hodnot tS = 1,5 s a 12 měsíců po operaci tS = 0,6 s.

5.3.1 Výsledky k hypotéze H_{3A}

H_{3A}: „Symetrie zatížení před operací a 6 měsíců po operaci se liší.“

Tabulka 9. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (vertikální složka).

Index symetrie	Před operací		6 měsíců po operaci		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _{V1} (%)	0,8	2,9	1,7	4,5	0,159
F _{V2} (%)	1,0	5,1	1,1	5,6	0,762
t _{F_{V1}} (%t _S)	-2,9	9,3	-3,9	9,9	0,913
t _{F_{V2}} (%t _S)	-0,4	1,8	-0,4	2,4	0,631

Legenda: F_{V1} – první vertikální maximum; F_{V2} – druhé vertikální maximum; t_{F_{V1}} – čas prvního vertikálního maxima; t_{F_{V2}} – čas druhého vertikálního maxima; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Tabulka 10. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Index symetrie	Před operací		6 měsíců po operaci		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _B (%)	11,8	22,0	5,8	12,4	0,258
F _P (%)	7,2	19,1	0,5	9,7	0,207
t _B (%t _S)	4,7	17,0	-1,5	5,7	0,162
t _{F_B} (%t _S)	2,2	15,8	-5,8	9,5	0,080
t _{F_P} (%t _S)	12,4	21,0	2,3	8,2	0,053

Legenda: F_B – maximum síly v brzdící fázi; F_P – maximum síly v propulzní fázi; t_B – doba trvání brzdící fáze; t_{F_B} – čas maxima v brzdící fázi; t_{F_P} – čas maxima v propulzní fázi; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

S ohledem na výsledky byla hypotéza H_{3A} zamítnuta.

5.3.2 Výsledky k hypotéze H_{3B}

H_{3B} : „Symetrie zatížení před operací a 12 měsíců po operaci se liší.“

Tabulka 11. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Index symetrie	Před operací		12 měsíců po operaci		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _{V1} (%)	0,8	2,9	1,4	3,3	0,910
F _{V2} (%)	1,0	5,1	2,3	5,8	0,770
t _{F_{V1}} (% <i>t</i> _S)	-2,9	9,3	-1,1	7,0	0,212
t _{F_{V2}} (% <i>t</i> _S)	-0,4	1,8	0,6	2,6	0,341

Legenda: F_{V1} – první vertikální maximum; F_{V2} – druhé vertikální maximum; t_{F_{V1}} – čas prvního vertikálního maxima; t_{F_{V2}} – čas druhého vertikálního maxima; SD – směrodatná odchylka.

Tabulka 12. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Index symetrie	Před operací		12 měsíců po operaci		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _B (%)	11,8	22,0	6,2	21,2	0,093
F _P (%)	7,2	19,1	1,9	10,3	0,416
t _B (% <i>t</i> _S)	4,7	17,0	-0,1	6,6	0,192
t _{F_B} (% <i>t</i> _S)	2,2	15,8	-3,4	10,6	0,390
t _{F_P} (% <i>t</i> _S)	12,4	21,0	1,8	12,2	0,112

Legenda: F_B – maximum síly v brzdící fázi; F_P – maximum síly v propulzní fázi; t_B – doba trvání brzdící fáze; t_{F_B} – čas maxima v brzdící fázi; t_{F_P} – čas maxima v propulzní fázi; SD – směrodatná odchylka.

Jelikož žádný z parametrů nebyl dostatečně statisticky významný byla hypotéza H_{3B} zamítnuta.

5.3.3 Výsledky k hypotéze H_{3C}

H_{3C}: „Symetrie zatížení 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci se liší.“

Parametry vertikální složky (Tabulka 13) i anteroposteriorní složky (Tabulka 14) dosahují rozdílných hodnot 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci u končetiny s rupturou ACL i nepostižené končetiny, nicméně nebyl zde nalezen statisticky významný rozdíl.

Tabulka 13. Hodnoty symetrie dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Index symetrie	6 měsíců po operaci		12 měsíců po operaci		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _{V1} (%)	1,7	4,5	1,4	3,3	0,131
F _{V2} (%)	1,1	5,6	2,3	5,8	0,991
t _{F_{V1}} (%t _S)	-3,9	9,9	-1,1	7,0	0,177
t _{F_{V2}} (%t _S)	-0,4	2,4	0,6	2,6	0,160

Legenda: F_{V1} – první vertikální maximum; F_{V2} – druhé vertikální maximum; t_{F_{V1}} – čas prvního vertikálního maxima; t_{F_{V2}} – čas druhého vertikálního maxima; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

Tabulka 14. Hodnoty symetrie dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Index symetrie	6 měsíců po operaci		12 měsíců po operaci		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
F _B (%)	5,8	12,4	6,2	21,2	0,554
F _P (%)	0,5	9,7	1,9	10,3	0,639
t _B (%t _S)	-1,5	5,7	-0,1	6,6	0,918
t _{F_B} (%t _S)	-5,8	9,5	-3,4	10,6	0,342
t _{F_P} (%t _S)	2,3	8,2	1,8	12,2	0,695

Legenda: F_B – maximum síly v brzdící fázi; F_P – maximum síly v propulzní fázi; t_B – doba trvání brzdící fáze; t_{F_B} – čas maxima v brzdící fázi; t_{F_P} – čas maxima v propulzní fázi; SD – směrodatná odchylka; p – hladina statistické významnosti.

S ohledem na výsledky byla hypotéza H_{3C} zamítnuta.

6 DISKUZE

Přední zkřížený vaz je nejčastěji poraněný u sportovců nezávisle na jejich výkonnostní úrovni (Lyman et al., 2009). Většinou je ACL poraněn nepřímým násilím, bezkontaktně, násilnou abdukci a vnější rotací bérce či doskoku na nataženou dolní končetinu (Honová, 2013). Rekonstrukce ACL je současným klinickým standardem pro pacienty s rupturou ACL, která je považována za vysoce rizikovou v oblasti nestability kolene (Shea et al., 2015). Důležitým úkolem rekonstrukce ACL je umožnit pacientům vrátit se ke své sportovní nebo rekreační činnosti před zraněním (Brand et al., 2009). Aby se snížilo riziko dlouhodobého poškození chrupavky, měla by rekonstrukce obnovit normální kinematiku kolenního kloubu (Andriacchi et al., 2009). Cílem rehabilitace po operaci je včasné a bezpečné navrácení jednotlivce na jeho zvolenou úroveň aktivity (McGrath et al., 2017).

V diplomové práci jsou obsaženy dynamické parametry stojné fáze chůzového cyklu, které vypovídají o zatížení končetiny při chůzi. Sledované parametry byly rozděleny podle jednotlivých složek GRF (vertikální, anteroposteriorní).

Cílem diplomové práce bylo posoudit efekt operace předního zkříženého vazů na zatížení končetin. Z výsledků výzkumu je patrné, že po operaci se zatížení postižené končetiny postupně zvyšuje v některých složkách reakční síly. Nejvíce je tento rozdíl znatelný 1 rok po operaci. Zatížení se liší i mezi jednotlivými dolními končetinami, kdy převládají tendence odlehčovat postiženou končetinu v případě měření před operací i po operaci. Je pravděpodobné, že postupem času a vhodnou rehabilitací, by mohlo dojít k menším rozdílům v zatížení mezi končetinami a tím i celkově větší symetrii zatížení. Dílčím cílem bylo poté porovnat zatížení na končetině s rupturou předního zkříženého vazů, posoudit vliv operace na zatížení postižené i nepostižené končetiny u osob s rupturou ACL a posoudit vliv operace na symetrii zatížení končetin u osob s rupturou ACL. Podle hodnot získaných v rámci výzkumu je možno konstatovat, že operace má vliv na zatížení končetiny při chůzi.

Podle Honové (2018) je při správném hojení možno chodit bez opory, která je nejčastěji v podobě berlí, 4 až 6 týdnů po operaci. Bod, ve kterém mohou nastat komplikace se štěpem, jenž je náchylný k prasknutí, je zhruba 3 až 4 měsíce po operaci. Dále uvádí, že vaz je plně zahojený 12 až 16 měsíců po operaci.

Již při druhém měření, které probíhalo 6 měsíců po operaci probandi vykazovali ve všech silových parametrech na obou končetinách u vertikální i anteroposteriorní složky vyšší hodnoty s výjimkou maxima síly v brzdící fázi (F_B), která dosahuje záporných hodnot a v případě parametrů časových vykazovali kromě doby trvání brzdící fáze (t_B) hodnoty nižší,

což naznačuje (i přesto, že rozdíly nejsou statisticky významné) klinicky významný rozdíl v zatěžování obou dolních končetin po operaci. Lze si tedy všimnout celkového zlepšení jistoty při chůzi. Výsledky měření 12 měsíců po operaci, což je dle Honové (2018) spodní hranice plného zahojení vazů, prokázaly další zvýšení zátěže obou končetin a v řadě parametrů dokonce významný rozdíl mezi stavem před a 12 měsíců po operaci u obou končetin, nicméně některé parametry jsou po operaci ACL rozdílné pro postiženou a zdravou končetinu. Je možné předpokládat další zlepšení s odstupem času, přičemž z předchozího souhrnu poznatků vyplývá, že důležitou roli v následném hojení, zatížení a zapojení operované končetiny do chůzového cyklu hraje také rehabilitace. Další příčinu asymetrie zatížení DK při chůzovém cyklu uvádí také Trigsted et al. (2018). Podle něj se u pacientů, jenž prodělali rekonstrukci ACL, vyskytoval strach z opětovného poranění, v jehož důsledku nevědomě upravovali pohybový stereotyp dolní končetiny. Nicméně takové jednání může být příčinou druhého poškození ACL. Strach z opětovného poranění je silná emoce, jejíž absence se po operaci jeví jako důležitá pro návrat ke sportovní činnosti. Honová (2013) uvádí, že poranění ACL je možné na dvou úrovních. Mechanické poranění způsobí zvětšení rozsahu pohybu ve femoropatelním kloubu a poškození proprioreceptivní, což má za následek horší stabilitu kolenního kloubu a špatnou koordinaci mezi statickými a dynamickými stabilizátory. Postižená končetina může také vykazovat změnu proprioreceptivního vnímání, které vede k opoždění reakci svalů, snížení koordinace a špatného načasování zapojení jednotlivých svalů.

I přes to, že všechna data nedosahovala dostatečné statistické významnosti, předchozí tvrzení dokazuje výzkumná část diplomové práce. V porovnání dolní končetiny s rupturou ACL a zdravou končetinou je znatelná asymetrie zatížení a časů maxima zatížení. Doba, po kterou TO zatěžovaly končetinu, je také odlišná.

Lai et al. (2018) uvádí, že 83 % vrcholových sportovců a jen 60 % neelitních sportovců se po operaci ACL vrací ke sportu. Z výzkumného souboru, který se účastnil našeho výzkumu uvedlo 11 z 12 testovaných osob, že se vrátili ke sportovním aktivitám, jež provozovali před poraněním ACL. Jednalo se také o aktivity, které kladou velmi vysoké nároky na optimální funkci a stabilitu kolenního kloubu např. americký fotbal, hokej, fotbal.

Hlavním úkolem operace ACL je především plnohodnotný návrat k pohybové aktivitě vykonávané před zraněním. Na základě tvrzení probandů ohledně návratu ke sportovním aktivitám je patrná vysoká úspěšnost operace. Předchozí tvrzení se může opírat také o fakt, že většina testovaných osob z výzkumného souboru byla ve věku průměrně do 30 let, což zvyšuje pravděpodobnost rychlejšího zotavení.

Za limity této práce lze považovat absenci kontrolní skupiny probandů a jejich nízký počet. Diplomová práce obsahuje pouze dynamické parametry a jejich změny. Pro přesnější popis chůzového cyklu by bylo vhodné zařadit také parametry kinematické, podle kterých by bylo možné zjistit např. hodnoty úhlů v jednotlivých kloubech dolní končetiny při chůzi. Spojením s údaji dynamické analýzy chůze bychom dostali celistvý přehled o vlivu operace ACL na chůzový cyklus.

7 ZÁVĚR

V souladu se stanoveným cílem práce lze tvrdit, že bylo dosaženo následujících zjištění:

- Operace má vliv na zatížení končtiny s rupturou předního zkříženého vazů i na končetinou nepostíženou. Po operaci se postupně zatížení operované končtiny zvyšovalo.
- Testované osoby měly tendenci zatěžovat končetinu s rupturou ACL před operací méně než zdravou končetinu, avšak rozdíly mezi končetinami nebyly významné.
- Míra asymetrie zatížení mezi končetinami se významně nelišila po operaci ve srovnání se stavem před operací.

8 SOUHRN

Teoretická část práce zahrnuje anatomické poznatky o kolenním kloubu, jeho strukturách a základních biomechanických předpokladech k provedení pohybu dolní končetiny. Dále se zaměřuje na poranění ACL a shrnutí poznatků z vědeckých studií o analýze chůze s poraněním ACL, možnostech léčby, rehabilitaci a také na chůzi a jednotlivé fáze chůzového cyklu. Praktická část je zaměřena na dynamickou analýzu chůze před a po operaci ACL, při které jsou následně porovnávány jednotlivé parametry vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly.

Cílem práce bylo posoudit efekt operace předního zkříženého vazy na zatížení končetin při chůzi.

Výzkumný soubor, jenž se skládal z 12 osob ve věku $29,4 \pm 6,4$ let, podstoupil měření chůzového cyklu na silových plošinách Kistler. Všechny testované osoby trpěly rupturou předního zkříženého vazy bez dalších přidružených poranění kolenního kloubu. Před měřením byla testovaným osobám odebrána anamnéza a bylo provedeno klinické vyšetření. Měření bylo realizováno $3,5 \pm 1,8$ dnů před operací ACL, poté $6,4 \pm 0,9$ měsíců po operaci a následně se měření opakovalo $12,5 \pm 0,8$ měsíců po operaci. Získaná data byla zpracována v programu MATLAB a filtrována pomocí filtru Butterworth. Dále byla data statisticky zpracována v programu Statistica a upravena v programu Microsoft Excel.

Naměřené hodnoty ukázaly změny dynamických parametrů u dolní končetiny zdravé i postižené rupturou ACL před operací, 6 i 12 měsíců po operaci. Významný rozdíl byl patrný v prvním vertikálním maximu síly a druhém vertikálním maximu síly 12 měsíců po operaci, kdy síla vertikální složky dosahovala oproti stavu před operací významně vyšších hodnot u obou končetin. Další významný rozdíl nastal při měření 12 měsíců po operaci v maximu síly v brzdící fázi (F_B) u operované i zdravé DK a 12 měsíců po operaci v porovnání s hodnotami naměřenými 6 měsíců po operaci u zdravé DK. Zde se také čas maxima v brzdící fázi významně prodloužil. V ostatních dynamických parametrech nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

9 SUMMARY

The theoretical part of the thesis includes description of the knee joint anatomy, its structures, and basic biomechanical assumptions to perform the movement of the lower limb. It also focuses on ACL injuries and summarizes findings from scientific studies about the gait analysis in subjects with ACL injuries, treatment options, rehabilitation, and also on the individual phases of gait cycle. The practical part is focused on the dynamic analysis of gait before and after ACL surgery, in which individual parameters of the vertical and anteroposterior component of ground reaction force are assessed.

The thesis aimed to assess the effect of surgery of anterior cruciate ligament on limb loading during gait.

The observed group, which consisted of 12 subjects aged 29.4 ± 6.4 years, underwent gait measurements using Kistler force plates. All subjects suffered from anterior cruciate ligament rupture without further associated knee injuries. The subjects underwent a medical anamnesis and clinical examination before measurement. The measurement was performed 3.5 ± 1.8 days before ACL surgery, then 6.4 ± 0.9 months after surgery, and then the measurement was repeated 12.5 ± 0.8 months after surgery. The obtained data were processed in MATLAB software and filtered by the Butterworth filter. Furthermore, the data were statistically processed in Statistica software and modified in Microsoft Excel.

The measured data showed changes of dynamic parameters in the both healthy and affected lower limb in subjects with ACL rupture before surgery, 6 and also 12 months after surgery. The significant differences were found in the first vertical peak and the second vertical peak 12 months after the surgery, when the magnitude of the vertical component reached significantly higher values in both limbs compared to the condition before surgery. Another significant difference occurred during the measuring 12 months after surgery in the braking peak for operated and healthy lower limb and 12 months after surgery in comparison to the values measured 6 months after surgery for the healthy lower limb. Time of braking peak was significantly prolonged. No statistically significant difference was found in other dynamic parameters.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Andriacchi, T.P., Koo, S., & Scanlan, S.F. (2009). Gait Mechanics Influence Healthy Cartilage Morphology and Osteoarthritis of the Knee. *J Bone Joint Surg Am*, 91(1), 95–101.
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med*, 23(6), 694–701.
- Asaeda, M., Deie, M., Fujita, N., Kono, Y., Terai, C., Kuwahara, W., Watanabe, H., Kimura, H., Adachi, N., Sunagawa, T., & Ochi, M. (2017). Gender differences in the restoration of knee joint biomechanics during gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee*, 24(2), 280–288.
- Brand, E., & Nyland, J. (2009). Patient outcomes following anterior cruciate ligament reconstruction: The influence of psychological factors. *Orthopedics*, 32(5), 335–341.
- Bronstein A. M., Brandt, T., & Woolacot, M. (Eds.). (1996). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold.
- Cavanaugh, J. T., & Powers, M. (2017) ACL Rehabilitation Progression: Where Are We Now? *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 10(3), 289.
- Ciannini, S. (1994). *Gait analysis: Methodologies and clinical application*. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering.
- Čech, S., & Horký, D. (2011). *Přehled obecné histologie*. Brno: Masarykova univerzita.
- Dietz, V. (2003). *Spinal cord pattern generators for locomotion*. *Clinical Neurophysiology*. 114(8), 1379-1389. Retrieved 3. 3. 2020 from the World Wide Web: <http://www.personal.uni-jena.de/~oas/PDFs/Dietz03ClinNeurophys.pdf>
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie* (3rd ed.). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Forsberg, H. (1999). *Neural control of human motor development. Current Opinion in Neurobiology*, 9(6), 676–682.
- Gage, J. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.
- Gúth, A. (2004). *Výšetřovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth.
- Hamill, J., & Knutzen, K. (2008). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamill, J., & Knutzen, K. (2003). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hart, R., Kučera, B., & Safi, A. (2010). Hamstringy versus quadriceps u dvousvazkových rekonstrukcí předního zkříženého vazy. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*, 77(4), 296–303.
- Honová, K. (2013) Moderní přístup v rehabilitaci pacientů po plastice předního zkříženého vazy. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 22(2), 80–85.
- Honová, K. (2018). *Po operaci kolena-domácí cvičení a rehabilitace*. Brno: CPress.
- Ilić, B., Nikolić, A., & Ilić, D. (2016). Sport Participation After Injury of Anterior Cruciate Ligament. *SportLogia*, 12(1), 61–69.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., Dvořáková, T., & Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Joukal, M. & Horáčková, L. (2013). *Anatomie pohybového systému pro fyzioterapeuty*. Brno: Masarykova Univerzita.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis*. Washington, DC: Elsevier.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

- Koster, C. H., Harmsen, A.M.K., Lichtenberg, M.C., Bloemers, F. W., & Harmsen, A.M. (2018). ACL injury: How to do the physical examination tests compare? *Journal of Family Practice*, 67(3), 130–134.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha: Galén.
- Kumar, D., Kothari, A., Souza, R. B., Wu, S., Benjamin Ma, C., & Li, X. (2014). Frontal plane knee mechanics and medial cartilage MR relaxation times in individuals with ACL reconstruction: A pilot study. *The Knee*, 21(5), 881–885.
- Lai, C.CH., Ardern, C.L., Feller, J.A., & Webster, K.E. (2018). Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *Br J Sports Med*, 52(2), 128–138.
- Lepley, A.S., Gribble, P.A., Thomas, A.C., Tevald, M.A., Sohn, D.H., & Pietrosimone, B.G. (2016). Longitudinal Evaluation of Stair Walking Biomechanics in Patients with ACL Injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(1), 7–15.
- Leporace, G., Metsavaht, L., Pereira, G.R., Oliveira, L.P., Crespo, B., & Batista, L.A. (2016). KNEE SYNERGISM DURING GAIT REMAIN ALTERED ONE YEAR AFTER ACL RECONSTRUCTION. *Acta Ortop Bras*, 24(3), 137–141.
- Lohmander, L.S., Englund, P.M., Dahl, L.L., & Roos, E.M. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med*, 35(10), 1756–1769.
- Lyman, S., Koulouvaris, P., Sherman S., Do, H., Mandl, L.A., & Marx, R.G. (2009). Epidemiology of anterior cruciate ligament reconstruction: trends, readmissions, and subsequent knee surgery. *J Bone Joint Surg Am*, 91(10), 2321–2328.
- McGrath, T.M., Waddington, G., Scarvell, J.M., Ball, N., Creer, R., Woods, K., Smith, D., & Adams, R. (2017). An Ecological Study of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Part 2. *Orthop J Sports Med*, 5(2), 1–9.
- Naňka, O., & Elišková, M. (2019). *Přehled anatomie*. Praha: Galén.

- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Pankwon, K., Oh, MY., & Shin, CH. (2016). Investigation on the Kinetic and Kinematic Characteristics of Knee and Ankle Joints during Simulated Downhill Walking: Implication for ACL Injury Risk. *Journal of Mechanical Science & Technology* 30(10): 4815–22.
- Paterno, M.V., Flynn, K., Thomas, S., & Schmitt, L.C. (2018). Self-Reported Fear Predicts Functional Performance and Second ACL Injury After ACL Reconstruction and Return to Sport: A Pilot Study. *Sports Health*, 10(3), 228–233.
- Paterno, M.V., Rauh, M.J., Schmitt, L.C., Ford, K.R., & Hewett, T.E. (2012). Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clin J Sport Med*, 22(2), 116–12.
- Podškubka, M. (2014). *Ortopedie 2*. Praha: Grada.
- Perry, J. (2004). Normal Gait. In D. Smith, J. Michael & J. Bowker (Eds.), *Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). USA: SLACK Incorporated.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Incorporated.
- Pokorný, V. et al. (2002). *Traumatologie*. Praha: Triton.
- Rishiraj N., Taunton J. E, Lloyd-Smith R., Woollard R., Regan W., & Clement D. B. (2009). The Potential Role of Prophylactic/Functional Knee Bracing in Preventing Knee Ligament Injury. *Sports Medicine*, 39(11), 937.
- Robertson, G. E., Caldwell, G. E., Hamill, D., Kamen, G., & Whittlesey, S. S. (2014). *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Rose, J., & Gamble, G. (2006). *Human walking*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Rychlíková, E. (1994). *Poruchy funkce kloubu končetin a jejich terapie*. Praha: Triton.

- Shea K.G., et al. (2015). The American Academy of Orthopedic Surgeons evidence based guideline on management of anterior cruciate ligament injuries. *J Bone Joint Surg Am*, 97(8), 672–674.
- Shwartz, M.H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1639–1650.
- Sosna, A. et al. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Suter, L.G., Smith, S.R., Katz, J.N., Englund, M., Hunter, D.J., Frobell, R., & Losina, E. (2017). Projecting lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis and total knee replacement in individuals sustaining a complete anterior cruciate ligament tear in early adulthood. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 69(2), 201–8.
- Sutherland, D.H., Kaufman, K.R., & Moitza J. R. (1994). Kinematics of normal human walking. In J. Rose & J.G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (2nd ed., pp. 33–51). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Studenski, S. et al. (2011). Gait speed and survival in older adults. *Journal of the American Medical Association*, 305(1), 50–58.
- Svoboda, Z., Bizovská, L., Janura, M., Kubonová, E., Janurová, K., & Vuillerme, N. (2017). Variability of spatial temporal gait parameters and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and nonfallers: A 6–months prospective study. *PloS One*, 12(2).
- Hasegawa, T., Otani, T., Takeda, K., Matsumoto, H., Harato, K., Toyama, Y., & Nagura, T. (2015). Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Does Not Fully Restore Normal 3D Knee Kinematics at 12 Months During Walking and Walk-Pivoting: A Longitudinal Gait Analysis Study. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 330.
- Threw, M., & Everett, T. (1997). *Human movement* (3rd ed.). New York, NY: Churchill Livingstone.
- Trigsted, S.M., Cook, D.B., Pickett, K.A., Cadmus-Bertram, L., Dunn, W.R., & Bell, D.R. (2018). Greater fear of reinjury is related to stiffened jump-landing biomechanics and muscle activation in women after ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 26(12), 3682–3689.

- Trnavský, K. et al. (2006). *Syndrom bolestivého kolena*. Praha: Galén.
- Uchytill, J., Jandačka, D. & Foldyna, K. (2010). Reakční síla působící při chůzi na končetinu po totální náhradě kyčelního kloubu: Dodržují pacienti doporučení o zatěžování? *Rehabilitácia*, 47(4), 200–206.
- Valenta, J. et al. (1985). *Biomechanika*. Praha: Academia.
- Vařeka, I. & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3(8), 4–85.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Whittle, M. (2007). *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Whittle, M. W. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human movement Science*, 16(2-3), 343–355.
- Wiggins, A.J., Grandhi, R.K., Schneider, D.K., Stanfield, D., Webster, K.E., & Myer, G.D. (2016). Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: *A systematic review and meta-analysis*. *Am J Sports Med*, 44(7), 1861–76.
- Zounková, I. (2011). *Chůze – dětský věk, výukový materiál. Základy fyzioterapie a vyšetřovací metody*. Retrieved 3. 3. 2020 from the World Wide Web: <http://mefanet-motol.cuni.cz/clanky.php?aid=1658>.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Seznam zkratk

3D – trojdimenzionální

ACL – anterior cruciate ligament

BTB – bone-tendon-bone

CGL – centrální generátor lokomoce

cm – centimetr

DK – dolní končetina

GRF – z angl. „ground reaction force“ reakční síla podložky

Hz – hertz

IKDC – International Knee Documentation Committee

kg – kilogram

m. – musculus

mm – milimetr

mm. – musculi

N – nepostižená končetina

SD – směrodatná odchylka

SG/T – štěp ze šlachy m. semitendinosus a m. gracilis

Příloha 2. Seznam tabulek

Tabulka 1. Hodnoty zatížení dolních končetin (vertikální složka).

Tabulka 2. Hodnoty zatížení dolních končetin (anteroposteriorní složka).

Tabulka 3. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (vertikální složka).

Tabulka 4. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Tabulka 5. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Tabulka 6. Hodnoty zatížení dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Tabulka 7. Hodnoty zatížení dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Tabulka 8. Hodnoty zatížení dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Tabulka 9. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (vertikální složka).

Tabulka 10. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 6 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Tabulka 11. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Tabulka 12. Hodnoty symetrie dolních končetin před operací a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Tabulka 13. Hodnoty symetrie dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (vertikální složka).

Tabulka 14. Hodnoty symetrie dolních končetin 6 měsíců po operaci a 12 měsíců po operaci (anteroposteriorní složka).

Příloha 3. Seznam obrázků

Obrázek 1. Pravé koleno ve flexi – přední pohled (Trnavský et al., 2006).

Obrázek 2. Pravé koleno v extenzi – pohled zezadu (Trnavský et al., 2006).

Obrázek 3. Průběh flexe kolena (Čihák, 2005).

Obrázek 4. Síly a ramena sil pro kolenní flexi a extenzi (Valenta, 1985).

Obrázek 5. Přední zásuvkový test (Koster, 2018).

Obrázek 6. Lachmanův test (Koster, 2018).

Obrázek 7. Rekonstrukce ACL štěpem z *lig. patellae* s dvěma kostními bločky (BTB) (Dungl, 2005).

Obrázek 8. Rekonstrukce ACL štěpem ze šlachy *m. semitendinosus* a *m. gracilis* (ST/G) (Dungl, 2005).

Obrázek 9. Grafické znázornění vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složky GRF při chůzi (Neumannová et al., 2015)

Příloha 4. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Genius Jodi

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 zkříženého 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