

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2020**

**Michaela Kuželová**

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

**Michaela Kuželová**

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

**SLEDOVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI PO PORANĚNÍ  
MĚKKÉHO KOLENA PŘI SPORTU**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Tereza Klečková

Plzeň 2020





### **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne: 25. 4. 2020

.....

vlastnoruční podpis

## **Abstrakt**

Příjmení a jméno: Kuželová Michaela

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Sledování svalové činnosti po poranění měkkého kolena při sportu

Vedoucí práce: Mgr. Tereza Klečková

Počet stran – číslované: 46

Počet stran – nečíslované: 23

Počet příloh: 2

Počet titulů použité literatury: 51

Klíčová slova: sledování svalové činnosti, přední zkřížený vaz, poranění, kolenní kloub

### **Souhrn:**

Cílem této bakalářské práce bylo zjistit, jaký vliv má rekonstrukce předního zkříženého vazů, po jeho ruptuře, na svalovou aktivitu a timing vybraných svalů kolenního kloubu. Mezi vybrané svaly patří m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis a hamstringy, které jsou dle literatury, uvedené jako nejvýznamnější pro měření svalové aktivity v oblasti kolene. Sledování svalové činnosti probíhalo ve čtyřech statických polohách. Výsledkem naší práce je zjištěna svalová aktivita a timing v porovnání dvou sledovaných skupin rekreačních sportovců. 1. skupina byla utvořena z probandů, kteří byli rekonstrukci předního zkříženého vazů pomocí BTB techniky oproti 2. skupině, která sestávala z probandů, kteří neměli žádná poranění v oblasti kolene. V diskuzi dále porovnávané výsledky s jinými studiemi. Tato práce by mohla být přínosem pro další měření svalové aktivity a timingu jednotlivých hlav m. quadriceps femoris po plastice předního zkříženého vazů pomocí BTB techniky po správně zařazeném rehabilitačním plánu.

## **Abstract**

Surname and name: Kuželová Michaela

Department: Department of Physiotherapy and Occupational Therapy

Title of thesis: The monitoring of activity of soft knee muscle during the sport

Consultant: Mgr. Tereza Klečková

Number of pages – numbered: 46

Number of pages – unnumbered: 23

Number of appendices: 2

Number of literature items used: 51

Keywords: monitoring of muscle activity, anterior cruciate ligament (ACL), injury, knee joint

### **Summary:**

The aim of this bachelor thesis was to find out what effect the reconstruction of the anterior cruciate ligament, after its rupture, has on the muscle activity and timing of selected muscles of the knee joint. Selected muscles include the rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis and hamstrings, which are, according to the literature, listed as the most important for measuring muscle activity in the knee. Monitoring of muscle activity took place in four static positions. The result of our work is determined muscle activity and timing in comparison of two monitored groups of recreational athletes. The 1st group was formed from probands who had a reconstruction of the anterior cruciate ligament using the BTB technique compared to the 2nd group, which consisted of probands who had no injuries in the knee area. In the discussion, we further compare the results with other studies. This work could be a benefit for further measurement of muscle activity and timing of individual heads of the quadriceps femoris muscle after anterior cruciate ligament plastic surgery using the BTB technique after a correctly classified rehabilitation plan.

## **Předmluva**

Tato bakalářská práce na téma sledování svalové činnosti po poranění měkkého kolena při sportu je zaměřena na rupturu předního zkříženého vazů u rekreačních sportovců. Práce je napsána z důvodu zkoumání následků svalové činnosti po ruptuře předního zkříženého vazů a její následné plastiky pomocí BTB techniky, která se provádí u vrcholových sportovců oproti svalové činnosti u kolena bez jakéhokoliv poranění.

Cílem této práce je prohloubit a prokázat znalosti, které je pak možné aplikovat do praktické části, kde jsme mohli potvrdit nebo vyvrátit pozitivní vliv rekonstrukce předního zkříženého vazů po jeho ruptuře pomocí BTB techniky.

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. Tereze Klečkové, vedoucí práce, za odborné vedení práce a poskytování rad při konzultacích. Další poděkování patří Mgr. Lukáši Rybovi za pomoc s poučením o zařízení a se zpracováním dat práce.



# OBSAH

SEZNAM GRAFŮ .....	11
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	12
SEZNAM TABULEK .....	13
SEZNAM ZKRATEK .....	14
ÚVOD.....	15
TEORETICKÁ ČÁST .....	16
1 KINEZIOLOGIE A STABILIZÁTORY KOLENNÍHO KLOUBU .....	16
1.1 Kineziologie v rámci vývoje ontogeneze.....	16
1.2 Kineziologie kolenního kloubu.....	17
1.2.1 Flexe a extenze kolenního kloubu .....	17
1.2.2 Rotace v kolenním kloubu.....	17
1.2.3 Chůze.....	18
1.3 Stabilizátory kolenního kloubu .....	19
1.3.1 Svaly v oblasti kolenního kloubu .....	20
2 BIOMECHANIKA .....	22
2.1 Zajištění aktivního pohybu v kloubu .....	22
2.2 Aktivní pohyby v kolenním kloubu .....	22
3 PROPRIOCEPCE A NEUROMUSKULÁRNÍ KONTROLA KOLENNÍHO KLOUBU	24
3.1 Poruchy propiocepce a neuromuskulární kontroly kolenního kloubu.....	25
3.1.1 Poruchy propiocepce a neuromuskulární kontroly při poranění předního zkríženého vazů .....	25
4 PORANĚNÍ MĚKKÉHO KOLENA.....	27
4.1 Typy poranění měkkého kolena.....	27
4.1.1 Akutní poranění měkkého aparátu.....	27
4.1.2 Chronické nestability kolenního kloubu.....	29
4.1.3 Poranění menisků .....	30
4.2 Operační metody .....	32
4.2.1 Artroskopie .....	32
4.2.2 Plastika LCA .....	32
5 SLEDOVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI POMOCÍ EMG.....	34
5.1 EMG.....	34
5.1.1 Metody elektromyografie .....	34
5.1.2 Snímání EMG signálu .....	35
5.1.3 Přenos signálu.....	36
5.1.4 Zpracování signálu .....	36

5.1.5	Hodnocení signálu .....	36
5.1.6	Faktory ovlivňující výsledné hodnoty .....	37
PRAKTICKÁ ČÁST .....		38
6	CÍL A ÚKOLY PRÁCE .....	38
7	HYPOTÉZY .....	39
8	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU .....	40
9	METODIKA PRÁCE .....	41
9.1	Vybrané svaly pro měření .....	41
9.1.1	M. rectus femoris .....	41
9.1.2	M. vastus medialis .....	41
9.1.3	M. vastus lateralis .....	41
9.1.4	Hamstringy .....	41
9.1.5	Palpace vybraných svalů .....	42
9.2	EMG.....	42
9.3	Zapojení senzorů .....	43
9.4	Příprava a průběh měření .....	44
9.4.1	Vybrané polohy pro měření .....	45
9.5	Získání dat nástupní svalové aktivity.....	47
9.6	Získání a rozbor dat .....	48
10	VÝSLEDKY .....	49
10.1	Hypotéza 1.....	49
10.2	Hypotéza 2.....	50
10.3	Hypotéza 3.....	51
10.4	Hypotéza 4.....	52
10.5	Hypotéza 5.....	53
11	DISKUZE .....	54
ZÁVĚR.....		59
CITOVANÁ LITERATURA .....		61
SEZNAM PŘÍLOH .....		66

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Přehled aktivity svalů ve všech polohách (mV).....	49
Graf 2: Timing mezi svaly m.RF, m.VL, m.VM v poloze č. 1 (mV).....	50
Graf 3: Porovnání svalové aktivity m. rectus femoris v poloze č. 1 a 2.....	51
Graf 4: Srovnání timingu všech hlav m. quadriceps femoris s timingem hamstringů obou sledovaných skupin v poloze č. 4 (mV ) .....	52
Graf 5: Porovnání svalové aktivity m. vastus medialis a m. vastus lateralis u obou měřených skupin v poloze č. 3. (mV).....	53

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: EMG zařízení .....	43
Obrázek 2: software EMG works .....	43
Obrázek 3: uložení senzorů zepředu.....	44
Obrázek 4: uložení senzorů zezadu .....	44
Obrázek 5: Izometrie m. QF v leže na zádech.....	45
Obrázek 6: Izometrie m. QF a flexe v KYK.....	46
Obrázek 7: Stoj na 1 DK .....	46
Obrázek 8: Test podřepu.....	47

## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1: Zapojení senzorů k vybraným svalům .....	43
Tabulka 2: Maximální průměrné napětí m. rectus femoris, m. vastus lateralis a m. vastus medialis ve všech polohách (mV) .....	49
Tabulka 3: Maximální průměrné napětí a timing svalů m.RF, m. VL, m.VM (mV) -.....	50
Tabulka 4: Hodnoty obou porovnávaných skupin m. rectus femoris v poloze č. 1 a 2.....	51
Tabulka 5: Maximální průměrné hodnoty obou sledovaných skupin v poloze č. 4 seřazené podle jejich timingu .....	52
Tabulka 6: Průměrné maximální napětí m. vastus medialis a m. vastus lateralis u obou sledovaných skupin v poloze č. 3 .....	53

## SEZNAM ZKRATEK

DK	dolní končetina
EMG	elektromyografie
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
LCA	ligamentum cruciatum anterior
LCP	ligamentum cruciatum posterior
N	nervus
M	musculus
Max	maximální
mV	milivolt
M. BF	musculus biceps femoris
M. VL	musculus vastus lateralis
M. VM	musculus vastus medialis
M. QF	musculus quadriceps femoris
M. RF	musculus rectus femoris
S	sekunda

## ÚVOD

Poškození měkkých struktur kolenního kloubu spolu s poraněním předního zkříženého vazy představuje velmi častý, do závažnosti důsledků stále narůstající problém v populaci v nejproduktivnějším věku. (Mayer, Smékal, 2004)

Přední zkřížený vaz představuje ve stabilizaci kolenního kloubu velkou roli a je zásadní pro jeho normální funkci. K poškození předního zkříženého vazy může dojít při nekoordinovaném pohybu při běžných aktivitách života, ale do skupiny pacientů s tímto poraněním v největším zastoupení patří především mladá sportující populace, která tvoří až 70 % všech akutních poranění. (Micheo, Hernandez, & Seda, 2010) Mezi nejrizikovější sporty patří ty, během kterých dochází k rotačním pohybům v koleni, jako je například basketbal, házená, florbal, lyžování nebo kopaná. (Mašát, Dylevský, & Havlas, 2005)

Léčba jeho poranění dnes probíhá dvěma způsoby, a to buď operativní, nebo konzervativní. V současné době se s konzervativní léčbou už moc nesetkáváme, protože se přistupuje spíše k operačnímu řešení, a to zejména u sportovců mladšího věku kvůli následně rozvíjející se chronické nestabilitě kolenního kloubu. Jako chronickou nestabilitu kolena lze považovat dynamicky se rozvíjející stav, jehož podkladem je neléčená či špatně léčená akutní nestabilita po ruptuře předního zkříženého vazy. Pokud není chronická nestabilita včas řešena, může vést k časným degeneračním změnám kloubu. (Mašát, Dylevský, & Havlas, 2005). Mezi nejrozšířenější chirurgické zákroky po ruptuře předního zkříženého vazy je řazena jeho plastika pomocí štěpu z ligamentum patellae a ze šlachy hamstringů. Obě náhradní techniky se od sebe liší v lokalizaci odběru štěpu, mechanickými vlastnostmi a odlišným intraartikulárním hojením štěpu a pooperačními komplikacemi. Vzhledem k odlišnosti obou chirurgických technik by se měla lišit i následná rehabilitace. Následná rehabilitace má v obou případech nezastupitelnou roli. (Feller, Cooper, & Webster, 2002)

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 KINEZIOLOGIE A STABILIZÁTORY KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub je největším a nejsložitějším kloubem v lidském těle. Jeho anatomie i biomechanika je velice složitá a obsáhlá. (Chaloupka, 2001)

### 1.1 Kineziologie v rámci vývoje ontogeneze

Vývoj motoriky prochází 4 stádii:

1. stadium holokinetické – po narození se hovoří o nekoordinovaném pohybu všech končetin. (Chaloupka, 2003)
2. stadium monokinetické – od konce 2. postnatálního měsíce se kojeneček pohybuje samostatně i jednou končetinou a toto období trvá do konce 5. postnatálního měsíce. (Chaloupka, 2003)
3. stadium dromokinetické – pohyby dítěte (sahání po předmětech, dotýkání kolen) mají správný směr. Mezi 7. a 8. měsícem dochází k nápadnému rozvoji pohybů. Kolem 9. měsíce leze dítě po čtyřech a kolem jednoho roku dělá nejisté kroky. K zahájení samostatné chůze dochází nejpozději do 18. měsíce, protože existuje vysoká variabilita v rozvoji motoriky. (Chaloupka, 2003)
4. stadium kratikinetické – po dokončení 1. roka života trvá celý život. Mezi 2. a 3. rokem je dítě schopné chůze do schodů, později i ze schodů. Kolem 4. roku zvládá dítě bez přidržování a se střídáním dolních končetin chůzi ze schodů. Stoj na jedné noze bez opory je dítě schopné zvládnout kolem 3. roku a poskoky na jedné noze mezi 4. a 5. rokem. Zároveň se také rozvíjí jemná motorika a koordinace pohybů. Vývoj je ukončen kolem 25. roku. (Chaloupka, 2003)



## 1.2 Kineziologie kolenního kloubu

Kolenní kloub má vlastnost měnit délku dolní končetiny k potřebám lokomoce a dalších aktivit denního života. I když je anatomicky brán jako nejsložitější kloub v těle, jeho funkce a svalové uspořádání je relativně jednoduché například oproti kloubu kyčelnímu. Tyto svaly umožňují vykonávat pohyby, kterými jsou flexe, extenze, zevní a vnitřní. (Véle, 2006)

### 1.2.1 Flexe a extenze kolenního kloubu

Pohyby v kolenním kloubu lze rozdělit na tři kategorie: flexe v rozsahu 130 - 160°, extenze (základní postavení kloubu), vnitřní rotace (5 - 7°) a zevní rotace (21°).

Flexe kolenního kloubu probíhá v několika etapách. Začínající flexe (prvních 5°) je doprovázena tzv. počáteční rotací. Zevní kondyl femuru se opravdu otáčí a vnitřní se posouvá. V této fázi pohybu se kolenní kloub odemkne a následuje valivý pohyb. Femur se valí po tibií a po obou meniscích. V závěrečné fázi flexe se pořád zmenšuje kontakt femuru s tibií a menisky se posouvají po tibií dozadu, jedná se o tzv. klouzavý pohyb. Flexe kolenního kloubu se dokončuje v meniskotibiálním spojení, přičemž posun zevního menisku po tibií je mnohem větší než posun vnitřního menisku. Flexi kolenního kloubu zajistí zkřížené vazy zabraňující větším posunům kostí. Patela při flexi klouže distálně a při extenzi proximálně. (Dylevský, 2009)

Při extenzi celý proces probíhá opačně až k závěrečné rotaci opačného směru, která extendovaný kloub zase uzamkne. Jsou napjaty postranní vazy a všechny vazy na zadní straně kloubního pouzdra a femur naléhá na tibií. Koleno je uzamčeno a je ve stabilní poloze. (Dylevský, 2009)

### 1.2.2 Rotace v kolenním kloubu

Rotace v koleně je možná zevní (přibližně 15°- 30°) a vnitřní (max do 40°). Skupina rotátorů se skládá z laterálních rotátorů: musculus (dále jako m.) biceps femoris, m. tensor fasciae latae, mediálních rotátorů: m. sartorius, m. semitendinosus a m. semimembranosus, m. gracilis, a samostatného mediálního rotátoru: m. popliteus. (Dylevský, 2009)

Rozsah rotací se nepatrně zvětšuje s rostoucí flexí, kdy největších rotačních hodnot je dosaženo při flexích mezi 49 - 90°. Obrovský vliv na rotace má zatížení kloubů. Tlak může rotace výrazně omezit. Odemknutí kolena je vyvoláno malou rotací, během které se

uvolňují postranní vazy a LCA. Odemknutí kolena patří mezi podmínky flexe kolenního kloubu. Rotaci je možné provádět jen při současné flexi. (Dylevský, 2009)

M. popliteus funguje jako mediální rotátor a působí při odemknutí kolenního zámku a rozsah rotace závisí na stupni flexe kolena. Maximální rotace v koleni je možná při flexi v úhlu přibližně 80° a může dosáhnout až 60°. (Dylevský, 2009)

### 1.2.3 Chůze

Chůze (lokomoce) je základní složkou lidské činnosti ve vztahu k okolí při níž velkou roli hraje posturální svalová aktivita udržující vzpřímenou polohu těla a zabraňující pádu. (Véle, 2012) Bipedální chůze je základní způsob lidské lokomoce, který probíhá po dvou dolních končetinách. Chůze se skládá ze tří částí: zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení. (Vařeka, Vařeková 2009)

Správná technika chůze je pokládání vědomě na zem vnější stranu paty přední nohy a následně přemístění se přes střed nohy dopředu. Při došlápnutí nepřetěžujeme kolenní kloub propínáním a nevytáčíme chodidla výrazně dovnitř anebo ven. Kolenní kloub se při chůzi namáhá mnohem víc, než když pouze stojíme nebo sedíme. Nohy, někdy pouze jedna, jsou nuceny nést váhu celého těla. Každý člověk si vyvine zcela individuální a charakteristický způsob chůze. Při chůzi z kopce hrozí mnohem větší nebezpečí, že dojde k přetížení kostí než při chůzi po rovině. Krok by se měl zkracovat a došlapovat nejdřív důrazně na patu přední nohy. Zároveň by se měl zvedat nárt a přitom mít lehce ohnuté koleno. (Vařeka, Vařeková, 2009.

Velmi namáhavá je chůze po schodech. Při chůzi po schodech je potřeba využívat madlo zábradlí pro stabilizaci celého průběhu pohybu. Při chůzi po schodech se pokládá celé chodidlo přední nohy na horní stupeň při chůzi vzhůru po schodišti. Zpravidla při tom předkláníme trup a zatěžujeme celou váhou těla koleno přední nohy. V tomto okamžiku je dobré ulevit kolenu a při došlápnutí na horní schod využít sílu svalů nohy na spodním stupni. Je to možné v případě, kdy se nepředkloní trup, ale drží se zpříma nad zadní nohou. Horního schodu se dosáhne silou svalů spodní nohy. Noha vpředu nám slouží pouze jako opora. Spodní noha se pohybuje směrem vzhůru a nemusí se úplně propnout kolenní kloub. Na používání spodní nohy je nutné si zvyknout, ale postupem času se tento proces automatizuje. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Pohyby kolene jsou u člověka, který kráčí přirozeným tempem a určitou frekvencí kroků, zcela pasivní. V případě, že člověk chce zrychlit frekvenci, musí na začátku švihové fáze udělit dolní končetině větší zrychlení a nakonec ji více přibrzdit. Toto zrychlení udělí bércei M. RF, ischiokrurální svaly ho brzdí a aktivně se střídají v období středního švihu. Rychlost chůze může být zvětšena jedině zvýšeným výkonem flexorů kyčelního kloubu a flexorů kloubu hlezenního. Při pomalejším tempu chůze než je běžné pro člověka, musí být flexe na začátku švihové fáze podpořena prací m. gracilis, m. sartorius a krátké hlavy m. biceps femoris a současně na konci švihové fáze musí být extenze podpořena aktivitou M. QF. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Kolenní klouby jsou zatěžovány hlavně nárazy při chůzi po schodech dolů. Je možné je ztlumit pomocí svalstva nohy. Nejdříve se došlápne předkem chodidla na spodní stupeň a váha těla se odpruží lýtkovým svalstvem. Pro lepší stabilitu je důležité používat madla zábradlí. (Engel – Korus, 2005)

Vážnější poruchy chůze jsou zdrojem invalidity. Pacient by neměl brát své poruchy vědomě v úvahu a tím se stresovat, ale musí je podvědomě respektovat. Velký význam pro celkové hodnocení pohybových schopností mají testy, které hodnotí stupeň dosažené sebeobsluhy a lokomoce. Používá se například test podle Barthelové. Pro terapeuta platí zásada, že zlepšení lokomoce je možné dosáhnout jen opakovaným úmyslným cvičením. Velmi důležitý je příznivý emoční stav pacienta, který je spojený s příznivým zážitkem ze zlepšení chůze, který si pacient prožívá a uvědomuje. (Véle, 2012)

*„Pacient nemá brát své poruchy vědomě v úvahu a tím se stresovat, ale podvědomě je musí respektovat.“ (Véle, 2012)*

### **1.3 Stabilizátory kolenního kloubu**

Stabilita kolenního kloubu závisí na souhře dynamických a statických stabilizátorů. (Chaloupka, 2003)

Skutečný rozsah pohybu v kloubu je individuální a jeho velikost je omezena a stabilizována dynamicky (svaly kolenního kloubu) a staticky (zkřížené vazy, tvar kloubních ploch, kloubní pouzdro, menisky). (Gross, 2005)

Zkřížené vazy jsou silné vazivové pruhy lokalizované intraartikulárně ve střední linii kloubu. Uloženy jsou nicméně extrasynoviálně, protože synoviální blána, která se

odděluje z dorzální vrstvy pouzdra, vytváří řasu obalující do kloubu směřující plochu vazů. (Gross, 2005)

Vazy jsou statické stabilizátory kloubů a zajišťují vzájemné připojení kostí. Vazy a další struktury kloubního pouzdra jsou tvořeny vazivovou tkání, která je tuhá. Ligamenta obsahují kolagenní fibrily a různé množství fibril, které jsou elastické. Převažující množství kolagenních fibril zajišťuje pevnost v tahu. Elastické fibrily dodávají vazivu pružnost. Snopce kolagenních vláken vedou rovnoběžně ve směru působícího tahu, což zajišťuje podstatnou pevnost vazů při zatížení. Když se vaz nebo tkáň kloubního pouzdra připojují ke kosti, dochází k postupné změně kolagenních vláken na vazivovou chrupavku, na zvápenatělou vrstvu chrupavky a kost. Určení místa poškození určitého vazů spočívá na délce trvání doby, během které byla tato struktura zatěžována. Vazy odolávají pomalé zátěži mnohem lépe než rychlému přetížení. A proto vede příliš prudké zatížení k poškození uvnitř vazů. Chronické přetěžování naproti tomu způsobí lézi nedaleko úponu vazů na kostěný povrch. (Gross, 2005) Mezi kondyly holenní a stehenní kosti probíhají dva tzv. zkřížené vazy. Vnitřní rotace holenní kosti nabaluje tyto vazy na sebe. Toto je základním mechanismem uzamčení kolenního kloubu při stoje. Postranní vazy (kolaterální) nám pomáhají zajišťovat stabilitu kolenního kloubu během pohybu. Pokud dojde k jakémukoliv poškození uvedených vazů (např. natržení) způsobuje nestabilitu kolena. (Valenta, 1985)

Uvnitř kolenního kloubu je rovnováha zajišťující stabilitu a zabraňující přednímu posunu tibie proti femuru-přední zásuvka. (Gross, 2005)

### **1.3.1 Svaly v oblasti kolenního kloubu**

Skupina M. QF se skládá ze čtyř svalů. Tři svaly jsou jednokloubové (m. vasti) a jeden je dvoukloubový (M. RF). M. RF je dvoukloubový a spojuje pánev s tibíí. Všechny svaly se společně upínají na tibii a mají společnou šlachy a vmezeřenou patelu. M. vasti extendují bérce a je maximálně aktivizován při natažení zadního zkříženého vazů a svým tahem vaz chrání. (Dylevský, 2009)

Svaly provádějící flexi v kolenním kloubu jsou m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Tyto svaly bývají jako typické flexory kolena označovány klinicky pod názvem hamstringy. Flekční síla těchto svalů, které jsou aktivovány současně, je závislá na postavení pánve. S rostoucí flexí (předklonem) pánve aktivita a síla hamstringů roste. Pomocné svaly jsou pak m. gracilis, m. sartorius, m.

gastrocnemius a m. popliteus. Pohyb je stabilizován svaly m. iliopsoas, m. pectineus a M. RF. M. popliteus je plochý sval jehož hlavní funkcí flexe bérce. Flektovaný bérce sval rotuje směrem dovnitř a uvolňuje zámek kolena. (Dylevský, 2009)

Svaly provádějící extenzi v kolenním kloubu jsou M. QF. Tento sval se aktivuje především při chůzi v nerovném terénu. Při prostém stoji bývá aktivován málokdy a stoj je zabezpečován distálněji uloženými svaly. Pomocnými svaly jsou m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus. Pohyb je stabilizovaný břišními svaly m. erector trunci a m. quadratus lumborum. (Dylevský, 2009)

Vnitřní rotaci provádějí (pouze ve flexi) m. biceps femoris (dále jako m. BF) a m. tensor fasciae latae. Zevní rotaci v kolenním kloubu provádějí (pouze ve flexi) m. semitendinosus a m. semimembranosus. Mezi pomocné svaly patří m. sartorius, m. gracilis a m. popliteus. (Dylevský, 2009)

## **2 BIOMECHANIKA**

Biomechanika kolenního kloubu zajišťuje optimální přenos tlakových sil, které vznikají hmotností těla a činností svalů, tím je zajištěno provedení aktivních pohybů v kloubu. (Véle, 2006)

### **2.1 Zajištění aktivního pohybu v kloubu**

Sval je jediným aktivním hnacím prvkem v pohybovém systému, proto z této základní vlastnosti vyplývá konfigurace nutného počtu svalových skupin pro zajištění aktivní pohyblivosti v kloubu s jedním stupněm volnosti – vzájemně antagonní dvojice. Pohyblivost v kloubu je ovládána větším počtem samostatně řízených skupin svalů. (Valenta, 1985)

### **2.2 Aktivní pohyby v kolenním kloubu**

Pohyby probíhající v kloubech je možné rozdělit na aktivní pohyb, který vzniká působením vlastní svalové síly a pasivní pohyb, který vzniká působením zevních sil. Většinou jde o kombinaci vnitřních a zevních sil. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Další rozdělení je na pohyby funkční v hlavních rovinách, kombinované ve více rovinách a translatorní pohyby kloubu (joint play), které lze provádět pouze pasivně. (Vařeka, 1997)

Kolenní kloub umožňuje stabilitu při mobilitě, a proto je složitý a komplikovaný. Flexe v koleně je možná do 120° a pasivní až do 140° v závislosti na stavu M. RF a objemu lýtky a stehna. (Véle, 2006)

Extenze je opačný pohyb do nulového postavení (až do 10 - 15°). Rotace v koleně (podél osy tibie) je možná zevní (přibližně 15 - 30°) a vnitřní (maximálně 40°). Kloubní pouzdro je členité a nemá tak velkou schopnost zpevňovat kloub jako např. kloub kyčelní. Zpevňující funkci má hlavně ligamentózní aparát. To jsou postranní kolaterální vazy (ligamentum (dále jako lig.) collaterale mediale a lig. collaterale laterale). Tato ligamenta se při extenzi v koleni napínají a jsou uvolněna při flexi a výrazně ovlivňují extenzi v kloubu. Omezující význam mají také zkřížené vazy ligamenta cruciata (LCA a LCP). Omezují flexi, extenzi i vnitřní rotaci a neomezují zevní rotaci. Pokud jsou ligamenta ochablá, vedou k přílišnému uvolnění kolenního kloubu a následnému vzniku viklavého kolena. (Véle, 2006)

Kolenní kloub zahrnuje spojení femuru s tibií, tibie s fibulou a také pately s kolenním kloubem. Jedním z důležitých útvarů v koleni jsou menisky, které jsou zevně připojené ke kondylům tibie a volné jsou jen jejich vnitřní části. Kolenní kloub má hodně výčlipků (burzy a recesy), v nichž může docházet ke koncentraci tekutiny (výpotku). (Véle, 2006)

Pro funkci kolen má značný význam patela, protože zlepšuje účinnost extenzorů kolena při jeho flekčním postavení. Kolenní zámek je důležitým stabilizačním mechanismem v lehké hypertenzi. (Véle, 2006)

### 3 PROPRIOCEPCE A NEUROMUSKULÁRNÍ KONTROLA KOLENNÍHO KLOUBU

Kromě svalů, které provádějí extenzi kolene, zajišťuje inervaci kolenního kloubu hlavně nervus (dále jako n.) tibialis. Z n. tibialis vychází ve fossa poplitea větev n. articularis posterior a obtáčí se kolem popliteální tepny a žíly, proniká zadním pouzdrem a za ním vytváří popliteální plexus. Z tohoto plexu je inervován i přední zkřížený vaz společně s mechanoreceptory a proprioreceptory. Proto má zásadní význam pro kontrolu a tonus svalů kolem kloubů. (Hart, Štípčák, 2010)

Propriocepce zabezpečuje hlubokou citlivost v rámci senzoričké aferentní složky, která je složkou senzomotorického řízení. Přináší výsledky aferentních informací, které jsou generovány mechanoreceptory v periferní oblasti těla do centrální nervové soustavy se záměrem lokální stabilizace kloubů, držení těla a celkového pohybu těla. Neuromuskulární kontrola se zařazuje mezi motorické složky senzomotorického řízení. Dá se říci, že neuromuskulární kontrola je eferentní odezva na aferentní signál, který se týká stability kloubu. Projevuje se snižováním nadměrných pohybů kloubu, a tím spojené tlumení zátěže na kloub, a prováděním koordinovaných a efektivních pohybů. Za komplexní dynamickou stabilizaci je možné tedy považovat mechanickou stabilizaci kloubu, propriocepci, doprovázené neuromuskulární kontrolou a zpětnou reakcí na neuromuskulární kontrolu. (Clark, 2014)

Velký význam v propriocepci kolenního kloubu má právě přední zkřížený vaz, který je tvořen cca 2 % nervových receptorů nacházejících se také v oblasti úponů LCA a v synoviální vrstvě, která tento vaz překrývá. Z toho je možné usoudit, že vazy nemají pouze mechanickou, ale i podstatnou senzoričskou funkci. Byl dokázán i kinetický řetězec, který zajišťuje vzájemnou koordinaci mezi svalovým aparátem a vazy. K udržení stability tedy dochází při správném rozdělení svalového napětí ve funkční svalové skupině a správné pohybové koordinaci. Toto potvrzuje jev popisující se jako Lombardův paradox, který je patrný při vzpřímení, například ze sedu, aktivují jak extenzory, tak flexory kolenního kloubu, které by tomuto pohybu měly podle zásady reciproční inervace jako antagonisté zabránit. Z paradoxu je možné soudit, že svalová činnost spolupracujících dvojic se mění podle podmínek funkce svalů. Pokud se změní předpoklad funkce, tak se může stát, že z antagonistů se stávají synergisté pohybu, kteří místo inhibice daný pohyb více stabilizují a zároveň umožňují rychlé změny stabilizované polohy. (Pavlů, Novosádová, 2001; Véle, 2006)



Ke správné funkci LCA dochází ve stabilizaci např. při doskoku či ve stejné fázi cyklu chůze, je chyba pozorovat pouze rozsah, svalovou sílu nebo na samotnou oblast kolenního kloubu. Velký význam má právě neuromotorická kontrola, která je dalším důležitým aspektem ke správné stabilizaci. Neuromotorickou kontrolou je chápáno řízení postupné aktivace aktivních svalů ve správném vzoru, který obsahuje časování, tak vývoj momentů sil v čase a prostoru. (Mayer, Smékal, 2004).

Jedním z nejdůležitějších faktorů u LCA je časové rozložení stabilizace v posterioanteriorním a v mediolaterálním směru (např. při doskoku). Aby byla při těchto situacích správná podpora dynamické funkce LCA, musí se nejprve aktivovat hamstringy. Poté na řadu přichází aktivace m. QF, u kterého je velmi důležitá vyvážená aktivita mezi m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Posledními dynamickými stabilizátory jsou mm. gastrocnemii, které táhnou femur proti tibi dorsálně za současné komprese kloubu. Musí proto dobře spolupracovat v aktivaci právě s m. QF, který se nesmí být aktivován dříve než mm. gastrocnemii s ještě větší silou. (Mayer, Smékal, 2004).

### **3.1 Poruchy propriocepce a neuromuskulární kontroly kolenního kloubu**

Poranění kolenního kloubu nelze chápat pouze jako poškození anatomické a biomechanické, ale i jako poškození řídicích funkcí. Při jakémkoliv poranění je třeba ho brát globálně, nikoliv lokálně. Zejména porucha nervových regulačních mechanismů má za následek špatnou reedukaci pohybu. Ta je po úrazech velmi důležitá, aby nedošlo ke špatným stereotypům. U pacientů s poraněním měkkých struktur kolene třeba i po následném chirurgickém zákroku, se projevují poruchy koordinace a timing stabilizačních svalů, zpomalení reakčních časů, pomalejší nástup vyrovnaného momentu síly, narušení aktivačních vzorů a to dokonce i na „zdravé“ končetině. Porucha se dále projeví i v poškození propriocepce, což má za následek zhoršení dynamické stabilizace kloubu. (Kolář et al., 2009; Mayer, Smékal, 2004)

#### **3.1.1 Poruchy propriocepce a neuromuskulární kontroly při poranění předního zkříženého vazů**

Poranění předního zkříženého vazů (dále jako LCA) a jeho následná plastika zapříčiňuje nesprávnou činnost mechanoreceptorů s následným deficitem propriocepce. Aferentace může být snížena až o 70 %. Zároveň dochází ke změně aferentních informací z nenarušených struktur kloubu. Následkem je negativní dopad na reflexní svalovou aktivitu kolenního kloubu, který způsobuje již zmíněné problémy při postižení měkkých struktur

kolene, jako je např. špatný timing nebo zhoršená koordinace. (Pavlů, Novosádová, 2001; Mayer, Smékal, 2004).

Následkem poruch aferentace dochází i k odchýlkám v biomechanice a tělo na to reaguje tak, že se snaží obnovit funkci kloubu pomocí kompenzačních mechanismů. Podle Harta a Špičáka (2010) je dle těchto mechanismů rozdělit pacienty do dvou skupin. Do první skupiny patří pacienti, u kterých se kompenzační mechanismy nerozvinou a jejich koleno bude nestabilní a zároveň bude jevit další.

## 4 PORANĚNÍ MĚKKÉHO KOLENA

Poranění měkkého kolene (vazy, menisky, kloubní pouzdro) zaujímají druhé místo nejčastějších typů poranění, hned za poraněními (výrony) kotníku. Především se jedná o sportovní úrazy, ke kterým dochází například při lyžování, fotbalu, basketbalu, volejbalu apod.. (Martinková, 2013)

Natržení LCA je častým poraněním při sportech, při kterých se koleno otáčí, např. lyžování anebo fotbal. Dalším zraněním je natržení menisku, kdy se problémy mohou projevit náhlým prasknutím v koleni, bolestí a následným otokem. Mohou také mít dlouhodobou příčinu v nesprávném sportování nebo také může docházet k pomalému postupnému zhoršování stavu pojivové tkáně. (Destafeno, 2010)

### 4.1 Typy poranění měkkého kolena

K poraněním měkkých struktur kolenního kloubu dochází v případě jeho nestability. Důsledkem jsou pak akutní a chronická poranění. (Dungl, 2005)

#### 4.1.1 Akutní poranění měkkého aparátu

Mnoho pacientů bez ohledu na závažnost poranění vyhledá primární ošetření mimo specializovaná traumatologická pracoviště, a proto musí i praktický lékař dokázat vyšetřit poraněný kolenní kloub, zhodnotit závažnost jeho poranění a správně určit další léčebný postup. Pacienty se závažnějším poraněním je nutné včas odeslat na specializované pracoviště jako je ortopedie či traumatologie. (Dungl, 2005)

Rozdělení poranění dle mechanismu úrazu:

Mediální nestability jsou nejčastější (90 %). Vznikají násilnou abdukcí a zevní rotací bérce anebo také působením přímého násilí na kloub ze zevní strany. Nejprve dochází k poškození vnitřního postranního vazy, kloubního pouzdra a menisků. Při dalším působení násilí dochází k poškození jednoho nebo – při velkém násilí – obou zkřížených vazů. (Dungl, 2005)

Laterální nestability jsou méně časté (5 %). Vznikají násilnou addukcí a rotací bérce nebo působením přímého násilí na kloub z vnitřní strany. Nejdříve dochází k poškození zevního postranního vazy, kloubního pouzdra a menisků. Při dalším působení násilí dochází k poškození zkřížených vazů a složitého komplexu posterolaterálních struktur. Může dojít k poranění n. peroneus communis. Hypertenzní poranění jsou vzácná,

ale v mnoha případech závažná poranění vznikající násilnou hypertenzí. V závislosti na stupni násilí dochází k poškození zadního pouzdra, jednoho nebo obou zkřížených vazů a menisků. Charakteristickým příkladem je náraz kolenem do palubní desky při autohavárii. (Dungl, 2005)

Poranění vazivového aparátu vznikají nepřímým nebo přímým mechanismem, kdy bývá poškozen vazivový aparát (postranní vazy, zkřížené vazy, kloubní pouzdro), menisky a někdy kloubní plochy zejména jejich chrupavčitý kryt. Poranění vznikají často přímým nebo nepřímým mechanismem. Většinou k nim dochází při sportu (přibližně 70 %). Bývá poškozen vazivový aparát (postranní vazy, zkřížené vazy a kloubní pouzdro), menisky a někdy kloubní plochy, hlavně jejich chrupavčitý kryt. (Dungl, 2005)

Typy poranění vazů:

- natažení vazů (distenze) – kontinuita je zachována, mikroskopické poškození vazů. Klinicky se projevuje bolestí v průběhu vazů.
- částečné přetržení vazů (parciální ruptura) – kontinuita vazů není zcela přerušena, vaz je prodloužen a je snížena pevnost. Klinicky se projevuje bolestí, zvětšeným rozevřením kloubní štěrbiny. (Dungl, 2005)

Vyšetření boční stability - postranní vazy:

Abdukční a addukční test: vnitřní a zevní vaz se vyšetřuje ve 30° flexi kolena. Pokud dojde k natažení vnitřního postranního vazů, je abdukce v malém ohnutí kolena jen bolestivá. Při částečném přetržení je zvětšená a konečný bod chybí. Zvětšená abdukce i v extenzi kolena dokazuje současné poranění LCA. Zvýšenou addukcí za úplně stejných okolností dokážeme poranění zevního postranního svalu. (Dungl, 2005)

Vyšetření předozadní stability – postranní vazy:

1. Přední zásuvkový test se využívá k vyšetření předního posunu proximální tibie proti femuru v 90° flexi kolena a neutrální rotaci. Pacientovi lehce přisedneme nohy a oběma rukama uchopíme proximální bérce, který tlačíme ventrálně. Zvětšený ventrální posun tibie proti femuru je známkou léze LCA. (Dungl, 2005)
2. Lachmanův test se provádí, když pacient leží na zádech a kolenní kloub je v 20° flexi. Ošetřující lékař jednou rukou uchopí dolní končetinu pacienta nad kolenem a

stabilizuje ji a druhou rukou tlačí proximální konec bérce ventrálně. V případě úplného přetržení LCA dochází ke zvětšenému přednímu posunu tibie ukončenému měkkým, postupně nastupujícím odporem, na rozdíl od malého posunu tibie zakončeného pevným dorazem při neporušeném předním zkřížení vazů. (Dungl, 2005)

3. Zadní zásuvkový test se používá k vyšetření LCP, kdy se vyšetřuje zadní posuv proximální tibie proti femuru v 90° flexi kolena a neutrální rotaci bérce, při čemž je nutná relaxace čtyřhlavého svalu. (Dungl, 2005)
4. Pivot shift test se provádí, když pacient leží na zádech a ošetřující lékař uchopí jednou rukou nohu pacienta a v extenzi kolenního kloubu provede současně vnitřní rotaci a abdukcii bérce. Při insuficienci LCA vyvolá ošetřující lékař ventrální subluxaci laterálního kondylu tibie proti femuru. Při postupném převádění končetiny do flexe dojde asi ve 40° flexi k neočekávané repozici subluxovaného kondylu, kterou lze hmatat, slyšet a vidět. Vyšetření není pro pacienta nepříjemné, je velmi často bolestivé a těžko proveditelné. Test je vhodné provádět při ošetření v celkové anestezii, při vyšetření chronické nestability kolene nebo v případě hodnocení výsledků rekonstrukce LCA. Test bývá pozitivní u ruptury LCA a zvyrazňuje se při insuficienci laterálních kapsulárních struktur. (Dungl, 2005)

#### **4.1.2 Chronické nestability kolenního kloubu**

Chronické nestability vznikají na základě nezhojených nebo špatně zhojených vazivových poranění. Lehké nestability při insuficienci postranních vazů jsou většinou nahrazeny funkcí dynamických stabilizátorů (svalů) a jsou funkčně nedůležité. Při insuficienci zkřížených vazů dochází k pomalé distenzi sekundárních stabilizátorů a zhoršování nestability. Funkční nestabilita s častými projevy tzv. vypadávání kolena vede k poškození menisků, kloubní chrupavky a rozvoji artrotických změn. Chronickou nestabilitu je možno pozitivně ovlivnit vhodně vedenou rehabilitací a používáním ortéz. Při přetrvávání obtíží při běžné denní aktivitě a u aktivních pacientů je určeno operační léčení. (Dungl, 2005)

Vyšetření stability kolenního kloubu vyžaduje zkušenost a musí být provedeno šetrně. Pacient při vyšetření leží na zádech a musí mít uvolněné svalstvo. Nálezy se vždy srovnávají se zdravým kolenem, a proto je vhodné vyšetření začít u zdravého kolene. Při

vyšetření posuzujeme rozevření kloubní štěrbiny anebo posun proximální tibie vůči femuru, které klasifikujeme do jednoho ze tří stupňů. (Dungl, 2005)

Poranění I. stupně – rozevření nebo posun do 5 mm.

Poranění II. stupně – rozevření nebo posun o 5 – 10 mm.

Poranění III. stupně – rozevření nebo posun o více než 10 mm. (Dungl, 2005)

Existují dvě řešení pouřazových nestabilit kolene. Ve své knize je zmiňuje Martínková (2013). Jedná se o plastiku předního zkříženého vazy. Operace probíhá nejdříve za 3 měsíce od úrazu, když je dostatečně posílené svalstvo přední a zadní strany stehna, mladé jedince operujeme vždy, starší jedince pak v případě nestability kolene. Technikou je náhrada předního zkříženého vazy tzv. štěpem. Rehabilitace probíhá ambulantně nejpozději 14 dní po operaci. Rehabilitace se provádí metodami měkké techniky, uvolňování česky a okolních měkkých tkání, postupným rozvíčováním, senzomotorikou, fyzikální terapií či nácvikem chůze. Druhým řešením je plastika zadního zkříženého vazy – tento výkon se provádí jen velmi zřídka a (zejména se provádí u mladých aktivních sportovců).

Testů, které popisují stabilitu kolene, je mnoho. Popsané manévry, by měl každý lékař znát bez ohledu na specializaci a také jsou v ortopedické praxi používány častěji. Při vyšetření kolene je nutné stále mít na mysli, že uvedené testy a vyšetření nemusí spolehlivě vypovídat o skutečném problému nebo poranění. Je nezbytně nutné provádět rozvahu o diagnóze na základě anamnézy i objektivního a subjektivního nálezu. Definitivní diagnózu nám někdy stanoví až artroskopická revize. (Sosna a kol., 2001)

#### **4.1.3 Poranění menisků**

Poranění vnitřního menisku jsou hojnější než zevního. Muži bývají postiženi častěji než ženy. K akutnímu poranění menisku dochází nejčastěji mezi 20. a 30. rokem věku. V pozdějším věkovém období narůstají poškození degenerativní. (Dungl, 2005)

Poranění menisků vzniká nejčastěji násilnou rotací bérce při zatíženém kolenu, jako součást komplexních poranění vazivového aparátu anebo v důsledku chronické nestability. U starších pacientů může dojít k poškození degenerativně změněného menisku i při běžných aktivitách např. při dřepu. U mladých pacientů se meniskus trhá zpravidla podélně. Podélné léze v prokrvené části menisku se mohou zhojit. U pacientů po 40. roce věku jsou častější trhliny lalokové a horizontální. (Dungl, 2005)

Zranění menisku způsobuje bolest při chůzi po nerovném terénu a prudších rotacích na zatížené končetině. Časté je přeskakování a pocit nejistého kolena. Obtíže v klidu převážně mizí. Některé typy lézí mohou vyvolat ustrnutí kolena ve flexi. Při dráždění kolena poškozeným meniskem se vytváří výpotek a poškozený meniskus může porušit kloubní chrupavku. (Dungl, 2005)

Není možné přímé vyšetření kloubních menisků, a proto se provádějí specifické testy, pomocí nichž je možné poranění odhalit. Mezi nejznámější a nejtypičtější testy patří:

#### 1. McMurrayův test

Při vyšetření pravého kolene uchopí vyšetřující lékař pravou rukou patu končetiny, kterou vyšetřuje a levou ruku položí na postižené koleno. Kloub převede do flexe, bérce zevně rotuje a současně vyvíjí lehký tlak směrem do jeho abdukce. Z této polohy provede vnitřní rotaci bérce a tlačí do abdukce, aniž by se měnil úhel flexe kolena. Tento manévr provádí ošetřující lékař několikrát za sebou v postupně se zmenšujícím úhlu flexe až do 90°. Pozitivitou příznaku je lupnutí, které je možné nahmatat v oblasti kloubní štěrbin. (Sosna a kol., 2001)

#### 2. Apleyův test

Tento test slouží k odlišení poranění kloubních menisků od poranění kloubních vazů. Test se provádí, když pacient leží na břiše, kyčelní kloub je emendovaný a koleno maximálně flektováno. Vyšetřující lékař provádí rotaci bérce a současně nejprve axiální distrakci a následně poté kompresi v ose bérce. Stejný test je znovu opakován v postupně se zmenšující flexi až do 90°. Bolest pacienta při tahu za bérce dokazuje postižení kloubních vazů a při tlaku spíše poranění kloubních menisků. (Sosna a kol., 2001)

#### 3. Payrův příznak

Pacient sedí v tureckém sedu. Ošetřující lékař zatlačí na koleno směrem k podložce. Bolest pacienta v oblasti kloubní štěrbin svědčí pro poranění vnitřního menisku. (Sosna a kol., 2001)

#### 4. Steinmannův příznak

Pacient sedí na okraji stolu a bérce jsou volně svěšeny. Vyšetřující lékař uchopí nohu a provádí silnou vnitřní a následně zevní rotaci bérce. Pozitivitou je bolest pacienta v prostoru kloubní štěrbin mediálně nebo laterálně. (Sosna a kol., 2001)

Nejspolehlivější způsobem diagnózy a ošetření menisku je artroskopie. Artroskopie kolenního kloubu je nejčastěji indikována a propracována artroskopická metoda, která se provádí v celkové nebo spinální anestezii. (Delej, 1999)

## **4.2 Operační metody**

### **4.2.1 Artroskopie**

*„Endoskopická metoda používaná pro diagnostiku a následné operační vyšetření kloubních změn a poranění.“* (Sosna a kol., 2001)

Artroskopie je operační metoda, která se provádí v celkové nebo případně lokální anestezii. Kloub se naplní a mírně roztáhne vhodným sterilním infuzním roztokem. Z incize velikosti přibližně 3 – 5 mm se do kloubu zavede troakarem rigidní endoskop, který má vlastní zdroj světla. Endoskop je napojený na miniaturní videokameru, která přenáší obraz na monitor. Z dalšího přístupu do kloubu zavádí miniaturní nástroje k vyšetření kloubu a následné operační ošetření nalezených změn. Nástrojů je celá řada, včetně motorových vysokoobrátkových fréz, které mají možnost odsávat odebraný materiál. (Sosna, Vavřík, Krbec, Pokorný, 2001)

Mezi všeobecné komplikace v artroskopii patří velmi obávané infekční a tromboembolické komplikace, anesteziologické komplikace, komplikace měkkých tkání a další. Může také nastat poškození techniky a nástrojů. (Delej, 1999)

Artroskopie vyžaduje rozsáhlé vybavení, které je potřeba neustále modernizovat v souladu s rozvojem miniinvazivních technik. (Janíček a kol., 2001)

Výhody: relativně nízká invazivita, rychlejší rekonvalescence a menší pooperační bolestivost pacienta. (Sosna a kol., 2001)

Nevýhody: vysoká pořizovací cena a provozní náklady zařízení, technická náročnost operačních postupů. (Sosna a kol., 2001)

### **4.2.2 Plastika LCA**

Poranění předního zkříženého vazů (LCA) je v dnešní době velmi častým sportovním úrazem (fotbal, házená a další). Výkon se provádí za 3 měsíce od prvotního úrazu v momentě, když je dostatečně posílené svalstvo přední a zadní strany stehna. Je určen především pro starší jedince s výraznou nestabilitou kolene a mladé aktivní jedince. (Martinková, 2013)



Pro rekonstrukci předního zkříženého vazů se nejčastěji používá autogenní štěp z vazivového z lig. patellae. Avšak tato metoda má svá zásadní úskalí, proto v posledních letech stále narůstá počet operací, při kterých se používají štěpy ze šlach hamstringů (svaly na zadní straně stehna). Tyto dvě metody jsou v dnešní době nejpoužívanější pro obnovení stability kolene. (Dungl, 2005)

Základní podmínky úspěšné náhrady LCA jsou:

- dostatečně pevný štěp,
- správné napětí štěpu,
- pevná fixace štěpu,
- přesné anatomické umístění štěpu,
- brzký pohyb a funkční rehabilitace. (Dungl, 2005)

Komplikace: občas je možné se setkat s omezením hybnosti, selháním štěpu nebo problémy z fixačního materiálu.

## **5 SLEDOVÁNÍ SVALOVÉ ČINNOSTI POMOCÍ EMG**

### **5.1 EMG**

Elektromyografie je experimentální vyšetřovací metoda, která prostřednictvím snímání bioelektrických signálů podává obraz o aktivitě svalů. Nabízí možnost objektivnějšího hodnocení neuromuskulární činnosti. Mezi přednosti povrchové elektromyografie je možnost téměř snadno a neinvazivně snímat aktivitu více svalů současně v průběhu pohybu. Povrchová elektromyografie je v kineziologickém výzkumu využívána hlavně ke sledování a následnému hodnocení mechanismů strategie kontroly pohybu za fyziologických a patologických podmínek. Podstatou elektromyografie je snímání akčních potenciálů aktivních motorických jednotek, které jsou v okolí elektrody. Výsledný snímání signál, který představuje časovou a prostorovou superpozici akčních potenciálů svalových vláken jedné motorické jednotky, je označován jako MUAP - motor unit action potencia. (Krobot et Kolářová, 2011)

#### **5.1.1 Metody elektromyografie**

Krobot et Kolářová (2011) uvádí dvě metody elektromyografie. První metodou je jehlová elektromyografie. Během jehlové elektromyografie jsou snímány pouze jednotlivé akční potenciály motorových jednotek pomocí elektrody přímo v testovaném svalu. Používá se zejména k diagnostice nervosvalových onemocnění.

Druhým typem metody je povrchová elektromyografie (SEMG). Je vhodnější k poskytnutí obrazu o neurálních mechanismech pohybové kontroly, protože dokáže poskytnout informace z většího množství svalové tkáně a umožňuje změřit více svalů najednou během různých pohybových aktivit. Jsou snímány bioelektrické signály (akční potencionály) většího množství aktivních motorických jednotek poblíž snímacích senzorů, které jsou umístěny na kůži nad testovaným svalem. Výsledný elektromyografický záznam je u většiny přístrojů ve formě analogového signálu vysílán ze snímacích senzorů do vyhodnocovací jednotky. Zde dojde ke kontroverzi signálu na digitální. Konečný elektromyografický signál je ovlivněn celou řadou vnitřních a vnějších faktorů. (Krobot et Kolářová, 2011)

Vnitřní faktory jsou fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti svalu během kontrakce, které nelze ovládat na rozdíl od vnějších faktorů.

Představují následující:

- počet aktivních svalových vláken,
  - složení svalového vlákna,
  - průměr svalového vlákna,
- umístění a hloubka aktivních svalových vláken vůči elektrodě. (De Luca, 1997)

Typické výhody EMG jsou:

- EMG umožňuje přímo „nahlédnout“ do svalu,
  - umožňuje měření svalové výkonnosti,
  - pomáhá při rozhodování před a po operaci,
  - režimy zpracování dokumentů a školení,
  - pomáhá pacientům „najít“ a trénovat svaly,
  - umožňuje analýzu ke zlepšení sportovní aktivity,
- detekce svalové odezvy v ergonomických studiích. (Konrad,2006)

Kvalita měření EMG do značné míry závisí na správné přípravě pokožky a umístění elektrod. Neexistují žádná obecná pravidla a je několik možností, jak dosáhnout dobrého stavu pokožky pro měření pomocí EMG. Hlavní strategií přípravy kůže je stabilní kontakt s elektrodou a nízká impedance kůže. (Konrad, 2006)

### **5.1.2 Snímání EMG signálu**

U povrchové EMG prochází akční potenciál přes tkáň, které jsou přilehlé, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. (Daniel et Mareš, 2008)

*„EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. U jehlové EMG se elektroda umísťuje přímo do svalu.“* (Daniel et Mareš, 2008)

Elektromyografické signály se získávají většinou z elektrod měřících napětí v daném bodě. Podle uspořádání elektrod rozlišujeme dva druhy konfigurace měření, a to monopolární a bipolární. (Daniel et Mareš, 2008)

Při monopolární konfiguraci je rozdíl napětí získán z jedné elektrody vzhledem k zemní elektrodě. Nevýhodou tohoto typu konfigurace je to, že detekuje každý elektrický signál v okolí elektrody a to nejen signál spojený s aktivitou měřeného svalu. (Daniel et Mareš, 2008)

Tento problém odstraňuje bipolární konfigurace, která měří elektrický potenciál mezi dvěma body pomocí dvou elektrod: aktivní a referenční. Aktivní elektroda je umístěna nad bříškem zkoumaného svalu a snímá elektrickou aktivitu. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou. Na každé elektrodě je měřen potenciál vzhledem k uzemnění stejně jako u monopolární konfigurace. Signál z elektrod se poté přivádí na diferenciální zesilovač, který mezi nimi určuje rozdíl napětí. Takto se odfiltrují signály, které jsou stejné pro obě elektrody, ale nepocházejí z daného svalu. (Daniel et Mareš, 2008)

### **5.1.3 Přenos signálu**

Přenos signálu je uskutečněný na vzdálenost několika metrů kabely nebo telemetricky. V současnosti se stále častěji využívá telemetrického systému, který je výhodný tím, že pohyb pacienta není limitovaný kabely a pohybový projev je přirozenější. V poslední době je možné i snímání povrchové aktivity svalů ve vodním prostředí. (Daniel et Mareš, 2008)

### **5.1.4 Zpracování signálu**

Prvním činem zpracování signálu je jeho zesílení. Naměřený EMG má velmi často podobu šumového signálu, a proto přímé využití EMG signálu pro biomechanické měření není bez jeho předzpracování možné. Zpracování EMG může být uskutečněno vzhledem k časovému průběhu signálu nebo vzhledem k jeho frekvenčním charakteristikám. (Daniel et Mareš, 2008)

### **5.1.5 Hodnocení signálu**

Surový SEMG záznam je nerozpracovaný elektromyografický signál představující interferenční vzorec akčních potencionálů, jak je snímám elektrodami. Surový záznam by měl být bez externích šumů a ostatních artefaktů, které je nutné minimalizovat technickým přístrojovým nastavením a správnou aplikací elektrod před vlastním měřením. Frekvence a velikost elektromyografického signálu jsou charakterizovány množstvím a velikostí snímaných MUAP. V surovém záznamu jsou jasné nerovnoměrně uspořádané amplitudy, jejichž průběh je představován interferenčním vzorcem snímaných akčních potenciálů. Mohou se tam také objevit i náhodná relativně vysoká maxima amplitud reprezentující synchronní výboje více motorických jednotek a zkreslující informace o míře svalové aktivity. (Krobot et Kolářová, 2011)

Náhled surového EMG záznam obsahuje důležité informace, jelikož jsme schopni porovnat diferencovat, zda sval je, nebo není aktivní, popřípadě kvalitně porovnat míru jeho aktivity v závislosti na testované činnosti. Surový elektromyografický záznam není přesně reprodukovatelný. Aby se s ním dalo dále pracovat a výstupní hodnoty analyzovat, je nutné další zpracování signálu. (Krobot et Kolářová, 2011)

### **5.1.6 Faktory ovlivňující výsledné hodnoty**

Hodnota jednotlivých parametrů elektromyografického signálu je ovlivněna nejen fyziologickými faktory, ale důležitý je ale i vliv faktorů metodického postupu detekce a zpracování signálu. (De Luca, 1997)

Lidské tělo má dobrou elektrickou vodivost, ale liší se podle typu tkáně, její tloušťky, fyziologických změn a teploty. Tyto podmínky se mohou velmi lišit od člověka k člověku a zabraňují různě kvantitativní srovnání parametrů amplitudy EMG vypočtených ze surového EMG signálu. (De Luca, 1997)

Konečný elektromyografický signál je ovlivněný několika vnitřními a vnějšími faktory. Vnitřní faktory vystupují z fyziologických, anatomických a biochemických vlastností svalu během kontrakce. Tyto faktory nelze vlastním snímáním ovlivnit a je možné je eliminovat správnou aplikací elektrod. (Daniel et Mareš, 2008)

Faktory vnitřní jsou svalová aktivita měřeného svalu, aktivita okolních svalů – tzv. cross talk či elektrická aktivita jiných tkání a další. Vnější faktory vystupují např. z konfigurace a umístění elektrod a je možné je ovlivnit. (Daniel et Mareš, 2008)

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je pozorování a zaznamenání svalové aktivity důležitých svalových skupin v oblasti kolenního kloubu po operačním řešení ruptury LCA. Svalová aktivita bude snímána ve čtyřech statických polohách, které budou popsány níže. Tímto sledováním svalové činnosti se blíže zaměříme na timing jednotlivých hlav m. QF a dále na timing vztahu mezi hamstringy a m.QF.

Dílčím cílem je komparace těchto výsledků s výsledky probandů, kteří poranění LCA neutrpěli.

**Pro dosažení cíle je nutno splnit následující body:**

1. Načerpání teoretických znalostí z odborné literatury
2. Stanovení hypotéz
3. Uvědomit si a nastudovat vhodné metody testování a pozorování pro potvrzení či vyvrácení mých hypotéz.
4. Pracovat s pacienty a analyzovat získané výsledky.

Výsledky této práce budou uceleny, porovnány a diskutovány v závěru práce, kde budou srovnány s mými hypotézami.

## 7 HYPOTÉZY

1. Předpokládáme, že u probandů po plastice LCA bude ve všech polohách nejvíce aktivním svalem m. vastus medialis.
2. Předpokládáme, že timing jednotlivých hlav m. QF u probandů po plastice LCA bude v poloze č.1 následující - m. VM., m. RF, m.VL
3. U obou sledovaných skupin předpokládáme vyšší aktivitu m. RF při testování v poloze č. 2 oproti testování v poloze č. 1.
4. Předpokládáme, že u probandů po plastice LCA nebude timing mezi hamstringy a m. QF v poloze č. 4 totožný s timingem těchto svalových skupin u probandů bez poranění LCA.
5. Předpokládáme, že u probandů po plastice LCA bude v testované poloze č. 3 vyšší rozdíl mezi aktivitou m. VM a m. VL než u probandů bez poranění LCA.

## **8 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU**

Sledovaným souborem jsou v tomto případě dvě skupiny rekreačních sportovců. Skupiny jsou sestaveny z mužů ve věku od 20 do 30 let. Tato věková kategorie byla zvolena z důvodu častých poranění právě při rekreačním sportu, jako jsou v konkrétních případech fotbal, házená a basketbal. Zároveň byly vybrány proto, že u mladších ročníků je lepší rekonvalescence a návrat ke sportu než ve vyšším věku. V poslední řadě je to pro naše sledování nejlépe dostupná věková kategorie.

### **Sledovaný soubor A**

V této skupině bylo sledováno pět probandů po ruptuře LCA, kteří jsou s následnou pooperační rehabilitací jeden rok po jeho chirurgické léčbě. Ve všech případech byla plastika provedena pomocí BTB štěpu. Všichni probandi jsou pouze po ruptuře LCA bez sdruženého poranění na jejich dominantní DK. U všech je to pravá DK. Probandi jsou rekreační sportovci, dva hrají házenou, dva fotbal a poslední basketbal. Nyní jsou probandi bez bolesti a bez omezení pohybu v kolenu, navráceni do běžného života i jejich oblíbeného sportu.

### **Sledovaný soubor B**

Druhou skupinu tvoří znovu pět probandů, kteří jsou bez jakéhokoliv poranění kolena. Jsou to rekreační sportovci. Tři hrají fotbal, jeden hokej a poslední házenou. Měření probíhalo na pravé DK, která je u všech dominantní končetinou.

Vybraní probandi byli poučeni o průběhu sledování svalové činnosti v souhlasu o jejich spolupráci a publikaci pořízených dat nebo fotodokumentace. Tento souhlas je uložen u autora této bakalářské práce.



## 9 METODIKA PRÁCE

### 9.1 Vybrané svaly pro měření

Pro sledování svalové činnosti po poranění měkkého kolena byl vybrán m. QF, konkrétně svaly m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Dále byly vybrány svaly na zadní straně stehna, tedy hamstringy a to m. biceps femoris a m. semitendinosus.

#### 9.1.1 M. rectus femoris

Tento sval se řadí mezi flexory kyčelního kloubu a je to biartikulární sval, který ale představuje pouze 1/5 síly celého quadricepsu a sám od sebe nedokáže extendovat kolenní kloub. (Čech et al., 1986; Čihák, 2001) Byl vybrán z důvodu, že je to velký povrchový sval, tudíž se z něj bude dobře snímat jeho svalová aktivita.

#### 9.1.2 M. vastus medialis

M. vastus medialis patří mezi extenzory kolenního kloubu a je to monoartikulární sval, který zajišťuje stabilizaci kolena. Patří mezi nejdůležitější svaly v tomto sledování a to především proto, že je úzce spojen s LCA. (Dylevský, 2009) Vývojově je to nejslabší sval z celku M.QF a tím bývá i jako první, u kterého dochází ke změnám (Csintalan, Michele, Schulz, Woo, McMahon, & Lee, 2002). Proto byl vybrán pro snímání EMG a je to také povrchový sval, ze kterého se bude dobře snímat jeho aktivita.

#### 9.1.3 M. vastus lateralis

Je to třetí z povrchově uložených hlav m. QF. Společně s m. vastus medialis se řadí mezi monoartikulární extenzory kolenního kloubu a zajišťují stabilizaci kolena. (Dylevský, 2009)

#### 9.1.4 Hamstringy

Konkrétně již zmíněný m. biceps femoris a m. semitendinosus patří mezi flexory kolenního kloubu a zároveň jsou to kyčelní extenzory. (Dylevský, 2009)

Hamstringy jsou antagonisty LCA a to v případě, že jsou zapojeny do stabilizačních vzorů a jejich aktivace je optimálně načasovaná mezi mediálními a laterálními hamstringy. (Mayer, Smékal, 2004).

### 9.1.5 Palpace vybraných svalů

Po vybrání svalů bylo nutné určit správnou polohu pro senzor, který bude snímat jeho svalovou aktivitu, proto byla důležitá palpce svalových bříšek. Nejprve byl proband vyzván, aby se položil zády na lehátko s nataženými dolními končetinami. Palpace byla prováděna kolmo na svalová bříška jednotlivých svalů. Jako první byla zvolena palpce m. vastus lateralis na laterální straně stehna dominantní končetiny. Průběh svalového bříška byl palpován od lineae asperae k úponu ligamenta patellae. Po ozřejmění svalu a nalezení nejširšího místa svalového bříška bylo místo označeno pro pozdější připevnění senzorů. Jako další byl palpován m. vastus medialis na mediální straně stehna dominantní končetiny. Stejně jako u m. VL byl m. VM palpován v průběhu od lineae asperae k úponu lig. Patellae. Obě hlavy mm. vasti bylo možné ozřejmit extenzí v kolenním kloubu, kde se pak ještě nabídlo bližší ozřejmění jednotlivých hlav pomocí vnitřní a vnější rotace v KYK. Vnitřní rotací bylo možné ozřejmit m.VL a vnější m.VM. Poté následovala palpce m. rectus femoris na přední straně stehna dominantní končetiny, který začíná na spina iliaca anterior inferior a upíná se také k ligamentum patellae. Nejširší bříško svalu bylo nejlépe napalповáno u každého zhruba 10 cm kranálně nad úponem lig. Patellae, kde bylo opět označeno místo pro nejlepší umístění senzoru. Palpace byla ozřejmena flexí v kyčelním kloubu. Palpace hamstringů, a to m. BF a m. semitendinosu, byla provedena vleže na břiše. M. BF byl palpován kolmo na svalové bříško v průběhu od tuber ischiadicum k úponu caput fibulae a m. semitendinosus od tuber ischiadicum k mediálnímu kondylu femuru. (Čihák, 2001) Ozřejmění svalů bylo možné s flexí v kolenním kloubu. Po napalповání obou bříšek v nejširším místě bylo označena hranice mezi těmito dvěma svaly, kam byly později připevněny senzory dle obecného uložení senzorů EMG pro hamstringy. (Criswell, 2001)

## 9.2 EMG

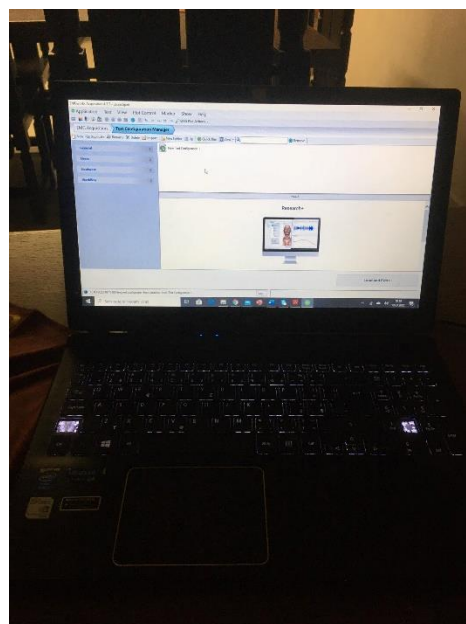
Měření praktické části probíhalo pomocí povrchové elektromyografie od společnosti DELSYS (Obrázek 1) přičemž jeho signály byly nahrávány softwarem DELSYS EMGworks Analysis 4.7.7. (Obrázek 2), který obsahuje 16 senzorů. Tyto senzory snímají data ze svalu do programu již bez jakéhokoliv kabelového propojení. Senzor váží zhruba 25 g a jeho rozměry jsou 3,5 x 2,5 x 1 cm. Jeho proporce a malá váha umožňují jednoduše senzory připevnit na tělo, pomocí fixačních pásek. Mezi výbavu senzorů patří ještě malá světelná kontrolka, která nás informuje o stavu jeho baterie.

Obrázek 1: EMG zařízení



(zdroj: vlastní)

Obrázek 2: software EMG works



(zdroj: vlastní)

V softwaru bylo nejprve potřeba vytvořit svůj vlastní algoritmus, který zaznamenává potřebná data z připevněných senzorů. Tento algoritmus měl tři části. Jako první byla zařazena kontrola správného přiložení senzorů, včetně přenášení dat z nich do programu. Další částí bylo samotné měření v různých polohách, které jsou popsány v kapitole 8.4.1. V poslední řadě musela proběhnout analýza a zpracování získaných dat pomocí zmíněného softwaru. (viz kapitola 8.5)

### 9.3 Zapojení senzorů

Ke měření byly použity senzory č. 1,2,3 a 4 – popsáno v tabulce 1.

Tabulka 1: Zapojení senzorů k vybraným svalům

<b>Senzor 1</b>	m. rectus femoris
<b>Senzor 2</b>	m. vastus lateralis
<b>Senzor 3</b>	m. vastus medialis
<b>Senzor 4</b>	Obecné zapojení pro hamstringy-rozhraní m. biceps femoris a m. semitendinosus

Obrázek 3: uložení senzorů zepředu



(zdroj: vlastní)

Obrázek 4: uložení senzorů zezadu



(zdroj: vlastní)

#### 9.4 Příprava a průběh měření

Samotné měření probíhalo na Fakultě zdravotnických studií, která spadá pod Západočeskou univerzitu v Plzni. Fakulta poskytla prostory Centra zdraví, kde byl dostatek prostoru pro měření. Všichni probandí sem byli pozváni v průběhu necelých dvou týdnů. Nejprve byli obeznámeni ohledně tématu této bakalářské práce, dále o samotném průběhu měření a následně každý z probandů podepsal informovaný souhlas o zpracování jejich údajů nebo fotodokumentace do bakalářské práce (viz příloha 1). Ještě před samotným měřením byla od probandů odebrána stručná anamnéza, kde bylo tázáno především na jejich nynější zdravotní stav (viz příloha 2), který by mohl ovlivnit průběh měření a ještě na alergie, které by v případě lepidla fixační pásky pro přilepení senzorů mohly způsobit zdravotní obtíže. Následně byl proband považován za optimálního pro následné měření.

Všichni probandi byli předem vyzváni, aby si s sebou na měření vzaly pohodlné kraťasy, a to z důvodu měření ve statických polohách, aby se necítily svázaně a aby mohly být senzory pohodlně připevněny. Před samotným měřením bylo nejdříve nutné očistit kůži ke snížení impedance, kdy byla na vybrané části svalu oholena pro dodržení optimálních podmínek. Kůže byla očištěna pomocí odličovacích tamponů a alkoholového přípravku, následně bylo nutné počkat, až pokožka oschne.

V další řadě přišla na řadu již zmíněná palpace (viz kapitola 8.1.5) a poté byly nalepeny senzory pomocí fixačních pásek na místa nejširší části svalu, které byly určeny při palpaci. Takto bylo postupováno u všech vybraných svalů pro sledování.

#### 9.4.1 Vybrané polohy pro měření

Pro měření byly vybrány 4 různé statické polohy, při kterých se zapojuje především m. QF a zároveň je při nich i aktivace hamstringů. Před testováním je každý proband seznámen s průběhem každé polohy v testu s následnou ukázkou o správném provedení. Probandi byli měřeni v pohodlných kraťasech naboso na rovném povrchu. Nejprve byli všichni nastaveni do správné výchozí polohy, následovaly pokyny o průběhu pohybu. V každé pozici bylo nutné vydržet 10 sekund pro dodržení statiky. Měření bylo zapnuto již ve výchozí pozici, na výzvu proband provedl pohyb, vydržel 10 sekund a poté se na výzvu vrátil zpět do základní pozice, poté bylo měření zastaveno. Na každou pozici měl proband dvě opakování.

##### **Poloha 1 - Test izometrie m. QF**

První pozicí byla pouhá izometrie m. QF. Výchozí poloha byla vleže na zádech s nataženýma rukama podél těla a s oběma nataženými dolními končetinami (viz obrázek 5). Všichni probandi byli poučeni o tom, aby k izometrii nepřidávali současně i izometrie jiných svalů.

*Obrázek 5: Izometrie m. QF v leže na zádech*



*zdroj: vlastní*

##### **Poloha 2 - Test izometrie m. QF a flexe v KYK**

Druhým testem je opět izometrie ve stejné předchozí výchozí pozici a k té je už přidána flexe v kyčelním kloubu v úhlu 10° (viz obrázek 6), měřeno pomocí goniometru. K tomu byli opět všichni probandi poučeni o nežádoucích souhybech těla.

*Obrázek 6: Izometrie m. QF a flexe v KYK*



*zdroj: vlastní*

### **Poloha 3 - Test stoje na jedné DK**

Jako třetí test byl zvolen stoj na jedné dolní končetině, v tomto případě na měřené dolní končetině. Tento test je také známý jako Trendelenburgova zkouška, ze které lze zároveň vyčíst i dost jiných informací o stojné DK, ale tím se v tomto případě zabývat nebudeme. Výchozí pozicí je stoj, kdy nohy jsou na šíři ramen, HKK jsou ve volně natažené podél těla a proband se dívá dopředu před sebe. Po výzvě k zahájení pohybu zvedl proband nedominantní DK. Konečná pozice vypadala tak, že flexe v koleni i v kyčli byla 90 ° (viz Obrázek 7). Probandi byli poučeni opět o dalších nežádoucích souhybech těla.

*Obrázek 7: Stoj na 1 DK*



*zdroj: vlastní*

#### **Poloha 4 - Test podřepu**

Jako poslední byl test podřepu, kdy byl opět jako výchozí pozice stoj a nohy na šíři ramen. Úhel mezi trupem a kyčelním kloubem svíral 120 °, což bylo ověřováno pomocí goniometru. V podřepu by měla zůstat napřímená páteř a s tím i udržení neutrální polohy pánve (viz Obrázek 8). Optimální nastavení polohy by se ještě dalo zkontrolovat tím, zda by se osa středu kolene protínala s osou třetího metatarzu. (Kolář et al., 2009)

*Obrázek 8: Test podřepu*



*zdroj: vlastní*

### **9.5 Získání dat nástupní svalové aktivity**

Hodnoty nástupní svalové aktivity byly vypočítány pro každý měřený sval zvlášť ve čtyřech testovaných polohách, čímž jsme získali jejich posloupnost zapojování. Pro získání dat začátků svalové aktivity u jednotlivých svalů byl použit výpočet rozdílu mezi maximální a klidovou hodnotou svalové aktivity. Z tohoto rozdílu bylo vypočítáno 10 %, které jsme následně přičetli ke klidové EMG aktivitě. Pomocí této výsledné hodnoty jsme mohli určit začátek svalové aktivity pro daný sval. (Lehman, 2006)

Podle De Lucy (1997) je v případě porovnávání současných nástupů svalových aktivit potřebná doba 10ms. V případě menší časové dotace je hodnocení zapojování svalů bezúčelné.

## **9.6 Získání a rozbor dat**

Pro toto měření byla vybrána povrchová elektromyografie, jejíž výhodou je neinvazivní přístup a k tomu snímá akční potenciál motorických jednotek vybraných svalů. (Krobot et Kolářová, 2011)

Zpracovaná data byla získána přes software DELSYS EMGworks Analysis 4.1.7 od společnosti DELSYS, která byla dále zpracována do grafů. Grafy byly vytvořeny pomocí exportu dat ze softwaru do programu MS Office Excel. Všechna data byla nejprve jednotlivě zpracována a až dále byla vyhodnocována jako celek. Díky výsledkům, které byly zpracovány, bylo možné odpovědět na hypotetické otázky číslo 1 až 5. Měření u všech probandů proběhlo úspěšně a naměřené hodnoty byly zapsány v milivoltech/sekundách (dále jako mV/s).



## 10 VÝSLEDKY

### 10.1 Hypotéza 1

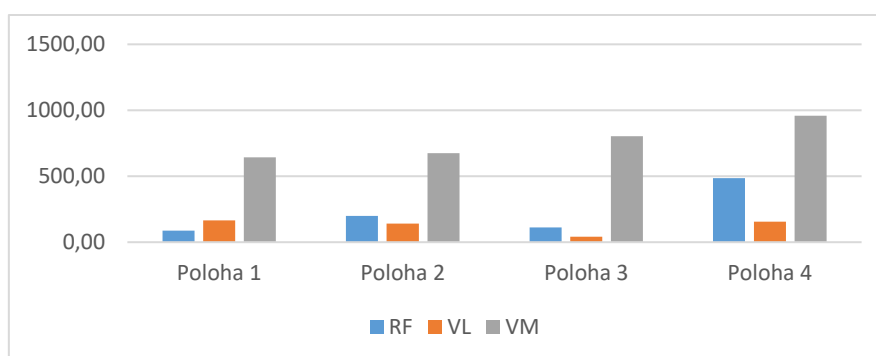
Předpokládáme, že u probandů po plastice LCA bude ve všech polohách nejvíce aktivním svalem m. vastus medialis.

Tabulka 2: Maximální průměrné napětí m. rectus femoris, m. vastus lateralis a m. vastus medialis ve všech polohách (mV)

POLOHY	PŮMĚRNÉ MAX NAPĚTÍ M.RF	PŮMĚRNÉ MAX NAPĚTÍ M.VL	PŮMĚRNÉ MAX NAPĚTÍ M.VM
Poloha 1	88,67	165,78	643,71
Poloha 2	199,10	139,94	675,24
Poloha 3	110,73	42,18	804,33
Poloha 4	485,74	154,95	958,12

*zdroj: vlastní*

Graf 1: Přehled aktivity svalů ve všech polohách (mV)



*zdroj: vlastní*

**Odpověď:** Hypotézu nelze vyvrátit

Ve všech čtyřech testovaných polohách je u probandů po plastice LCA nejvíce aktivním svalem m. vastus medialis. Oproti m. rectus femoris je aktivita v průměru vyšší o

549,29 mV průměrného maximálního napětí a oproti m. vastus lateralis o 644,64 mV. Ve výsledku je aktivita m. vastus medialis vyšší průměrně o 77,4 %.

## 10.2 Hypotéza 2

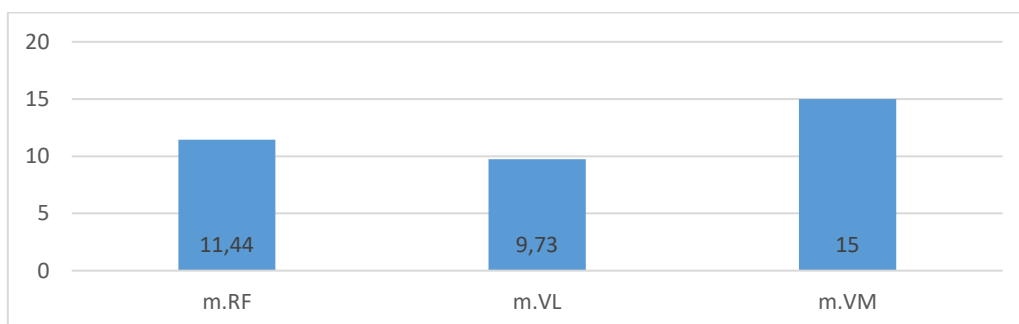
Předpokládáme, že timing jednotlivých hlav m. QF u probandů po plastice LCA bude v poloze č.1 následující – m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. vastus lateralis.

Tabulka 3: Maximální průměrné napětí a timing svalů m.RF, m. VL, m.VM (mV) -

Timing	Maximální průměrné napětí svalů
1. m. vastus medialis	15 mV
2. m. rectus femoris	11,44 mV
3. m. vastus lateralis	9,73 mV

*zdroj: vlastní*

Graf 2: Timing mezi svaly m.RF, m.VL, m.VM v poloze č. 1 (mV)



*zdroj: vlastní*

**Odpověď:** Hypotézu nelze vyvrátit.

Při samotné izometrii m. quadriceps femoris v leže na zádech je timing jednotlivých hlav u probandů po plastice LCA následující – m. vastus medialis, m. rectus femoris a poslední m. vastus lateralis a to v průměru o 4,27 mV průměrného max. napětí.

### 10.3 Hypotéza 3

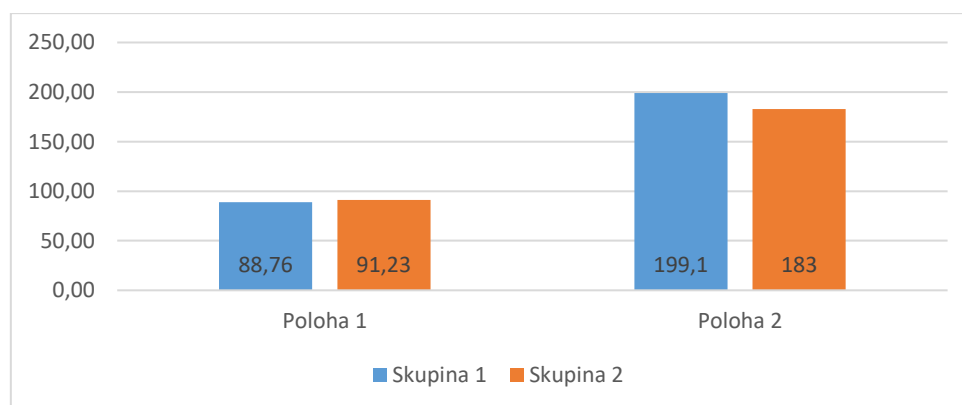
U obou sledovaných skupin předpokládáme vyšší aktivitu m. RF při testování v poloze č. 2 oproti testování v poloze č. 1.

Tabulka 4: Hodnoty obou porovnávaných skupin m. rectus femoris v poloze č. 1 a 2

	Maximální průměrné napětí (mV)	
	Poloha 1	Poloha 2
Skupina 1	88,76	199,1
Skupina 2	91,23	183

*zdroj: vlastní*

Graf 3: Porovnání svalové aktivity m. rectus femoris v poloze č. 1 a 2



*zdroj: vlastní*

**Odpověď:** Hypotézu nelze vyvrátit.

Při vykonání flexe v kyčelním kloubu, která je provedena vleže na zádech, spolu s izometrií m. quadriceps femoris, je u obou sledovaných skupin vyšší aktivita m. rectus femoris oproti pouhé izometrii m. quadriceps femoris v leže na zádech. Svalová aktivita je u probandů po plastice LCA u m. rectus femoris vyšší v průměru o 110,34 mV průměrného max. napětí a u probandů se zdravým kolenem o 91,77 mV průměrného maximálního napětí. Ve výsledku má m. rectus femoris průměrně o 68,16% vyšší aktivitu.

## 10.4 Hypotéza 4

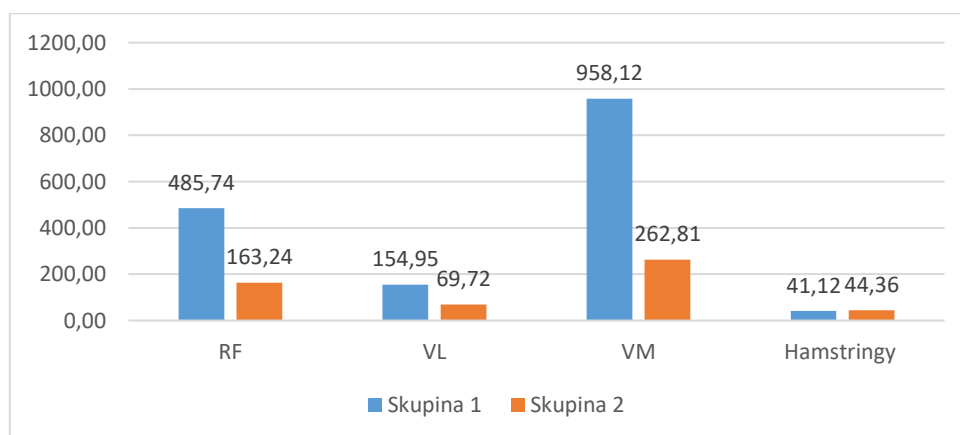
Předpokládáme, že u probandů po plastice LCA nebude timing mezi hamstringy a m. QF v poloze č. 4 totožný s timingem těchto svalových skupin u probandů bez poranění LCA.

Tabulka 5: Maximální průměrné hodnoty obou sledovaných skupin v poloze č. 4 seřazené podle jejich timingu

	Maximální průměrné hodnoty jednotlivých svalů a timing			
	1. m. VM	2. m. RF	3. m. VL	4. Hamstringy
Skupina 1	958,12	485,74	154,95	41,12
Skupina 2	262,81	163,24	69,72	44,36

*zdroj: vlastní*

Graf 4: Srovnání timingu všech hlav m. quadriceps femoris s timingem hamstringů obou sledovaných skupin v poloze č. 4 (mV)



*zdroj: vlastní*

**Odpověď:** Hypotézu lze vyvrátit.

Při podřepu je timing u obou sledovaných skupin totožný. Tento timing svalů je následovný – m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. vastus lateralis a jako poslední se zapojily hamstringy.

## 10.5 Hypotéza 5

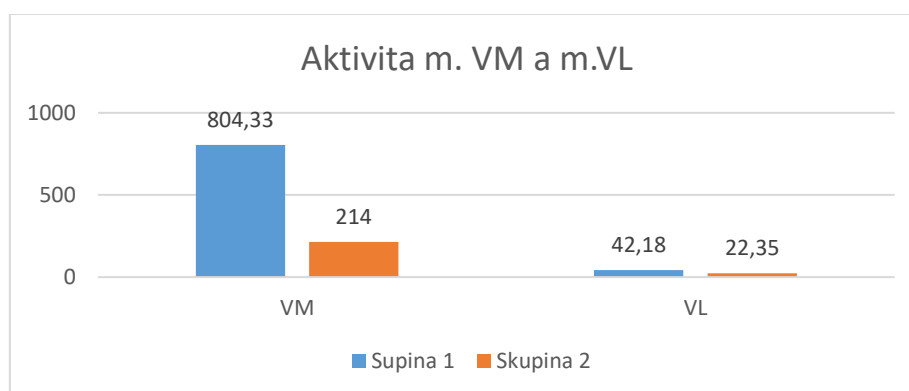
Předpokládáme, že u probandů po plastice LCA bude v testované poloze č.3 vyšší rozdíl mezi aktivitou m. VM a m. VL než u probandů bez poranění LCA.

Tabulka 6: Průměrné maximální napětí m. vastus medialis a m. vastus lateralis u obou sledovaných skupin v poloze č. 3

	Maximální průměrné napětí svalů (mV)	
	m. vastus medialis	m. vastus lateralis
Skupina 1	804,33	42,18
Skupina 2	214	22,35

*zdroj: vlastní*

Graf 5: Porovnání svalové aktivity m. vastus medialis a m. vastus lateralis u obou měřených skupin v poloze č. 3. (mV)



*zdroj: vlastní*

**Odpověď:** Hypotézu nelze vyvrátit.

Při měřené poloze ve stoji na dominantní DK je u skupiny probandů po plastice LCA vyšší svalová aktivita mezi m. vastus medialis a m. vastus lateralis v průměru o 762,15 mV průměrného max napětí. Oproti tomu aktivita mezi m. vastus medialis a m. vastus lateralis u probandů bez plastiky je průměrný rozdíl pouze 191,65 mV průměrného max. napětí. Ve výsledku jde tedy o 75,2 % vyšší rozdíl.

## 11 DISKUZE

Poškození měkkých struktur kolenního kloubu představuje vzhledem k četnosti i závažnosti následků stále aktuální téma zejména v produktivním věku. Stále více studií ukazuje, že jedním z klíčových faktorů vzniku lézí měkkých struktur kolenního kloubu je narušení neuromotorické a zpětné kontroly dynamické stabilizace. (Mayer, Smékal 2004) V praxi se dnes už tak často neobjevují konzervativním řešením jeho poranění, protože začínají být všechny tyto případy indikovány k chirurgickému zákroku.

Cílem této práce bylo sledování svalové činnosti vybraných svalů u probandů po plastice LCA, kde u všech probandů byla plastika provedena pomocí BTB techniky, která je preferována ortopedy u vrcholových sportovců nebo u vysoce sportovně aktivních jedinců, i přesto, že nejsou v recentní literatuře popsány rozdíly ve stabilitě mezi těmito druhy operací a mezi funkčními výsledky operací. (Nishino et al., 2006; Swirtun et al., 2006) Druhou měřenou skupinou byli probandi bez poranění kolene. Sledování probíhalo ve čtyřech měřených polohách. Všechny polohy byly statické. Měření se účastnilo dohromady 10 probandů, všichni byli muži a zároveň rekreační sportovci.

Informace pro tuto práci jsme čerpali především z elektronických databází, článků a vypracovaných studií, které nám databáze nabídly. Databáze, které byly nejvíce využity, jsou především PubMed, ProQuest, GoogleScholar a Sciencedirect. Dále byla využita především webová stránka coretraining.cz, kde bylo možné dohledat odkazy na kvalitní studie, které byly užitečné pro naše sledování. Mezi další webové stránky, ze kterých bylo čerpáno, řadíme stránky výrobce povrchového EMG Delsys.com. Na těchto stránkách jsou výrobcem poskytovány přesné informace o charakteristice EMG a jeho elektrod. Dalším zdrojem informací pro naši práci a následnou diskuzi byl časopis Rehabilitace a fyzikální lékařství, dále jsme čerpali poznatky ze zahraničních článků a studií z *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *Journal of Sports Physical Therapy*, *Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*.

Podle výsledků hypotézy č. 1, ke kterým jsme dospěli, je patrné, že ve všech měřených polohách má ze všech hlav m. QF nejvyšší aktivitu m. vastus medialis.

Podle studií, které v posledních letech probíhaly, jich velice málo prokázalo, že by m. VM při pouhé izometrii či pohybu v otevřeném nebo uzavřeném řetězci vykazoval vyšší stupeň aktivace. Studie, kterou provedl Stensdotter et al. (2001) ukazuje, že nástup

aktivity měřené na EMG je odlišný pro extenzi kolene provedenou v otevřeném (dále jako OKŘ) nebo uzavřeném kinematickém řetězci (dále jako UKŘ). Výsledky studie dokazují, že m. VM je aktivován dříve a zároveň vykazuje vyšší aktivitu v UKŘ ve srovnání s OKŘ.

Studie vedená Irish et al. (2010) vychází z biomechanického předpokladu, že cvičení v UKŘ, které je prováděno ve více kloubech, podporuje větší propriocepci. Tím zároveň dochází k přesnější a kvalitnější koaktivaci kolenního kloubu společně s vyšší produkcí svalové aktivity m. VM.

V tomto případě dosud provedené studie neprokazují, že izometrické cviky mají velký vliv na posílení m. VM. (Spairani et al., 2012) Rozdíly ve stavbě svalu naznačují, že jednotlivé části mm. vasti jsou odlišně aktivovány během různých činností. Studie vedená Morrishem et al. (in Hedayatpour et al., 2008) prokazuje vyšší hodnotu v m. VM v té části, kde vlákna probíhají šikmým směrem nežli v ostatních částech svalu.

Dynamické i statické podřepy jsou využívány ke cvičením v rámci rehabilitace po plastikách nebo při lézích LCA. (Cerulli et al., 2002; Fleming et al., 2003; Heijne et al., 2004) Při těchto semisqatech byla vysledována nejvyšší aktivace m. VM. (Spairani, 2012)

Hypotézu č. 2 se nepodařilo vyvrátit. Předpokládali jsme, že při pouhé izometrii m. QF bude timing jednotlivých hlav následující – m. VM, m. RF, m. VL. Tento timing se měřením potvrdil.

V rámci tohoto časování jednotlivých hlav m. QF byla provedena studie Stensdotterem et al. (2003), která ukazuje, že při extendovaném koleni v neutrální poloze a OKŘ je nejvyšší aktivita m. VM, dále m. RF a posledním svalem je m. VL.

Hypotézou č. 3 bylo zjištěno, že v testované poloze vleže na zádech při izometrii m. QF je v m. rectus femoris nižší svalová aktivita oproti testované poloze č. 2, kterou byla izometrie m. QF v leže na zádech spolu s flexí v kyčelním kloubu.

Ověření této hypotézy potvrzuje fakt, že hlavní funkcí m. rectus femoris je synchronizované provedení flexe v kyčli a extenze v koleni. Dále to také, jak udává Travell, Simons (1992), v OKŘ mají všechny hlavy m. QF především funkci extenzorovou v kolenním kloubu. M. RF, který je dvoukloubovým svalem, má duální funkci, a proto vykonává i pomocnou flexi kyčle.

Hypotézou č. 4 byl předpoklad, že u probandů po plastice LCA nebude timing mezi hamstringy a m. QF v poloze č. 4 totožný s timingem stejných svalových skupin u probandů bez poranění LCA. Tato hypotéza byla vyvrácena. Timing u obou sledovaných skupin byl totožný.

Studii zaměřenou na timing mezi hamstringy a m. QF prováděli Mayer, Smékal (2004), kteří naši hypotézu také vyvrací. Při poškození předního křížového vazy (LCA) jsou obvykle prokazovány:

- poruchy koordinace a timingu stabilizačních svalů,
- narušení vzorců aktivace,
- zpomalení reakčních časů, pomalejší dosažení optimálního momentu síly,
- narušení proaktivních mechanismů.

Následujícím hlediskem poruch neuromotorické kontroly u léze LCA jsou změny vnímání tělového a dynamického pohybového schématu, které mohou být označovány za poruchy propiocepce. U osob s poškozením LCA s následnou operační rekonstrukcí je prokázáno snížení multimodální aferentace dokonce o 70 %. (Bruhn et al., 2001 in Mayer & Smékal, 2004) Jedním z významných faktorů, které má vztah k poškození LCA, je časové rozložení stabilizace v posteroanteriorním a v mediolaterálním směru hlavně během následujících situací:

- při doskoku,
- ve stejné fázi cyklu chůze,
- při korekci silových momentů působících dopřednou translaci tibie.

Toto tvrzení, kde jsou popsány sledované situace, hypotézu vyvrací, protože sledování timingů vybraných svalů probíhalo při podřepu.

Za těchto situací se pro dynamickou podporu funkce LCA musí nejdříve aktivovat hamstringy (m. semimembranosus, m. semitendinosus, dlouhou hlavu m. biceps femoris dále jako m. BF), až poté mm. vasti, a nakonec mm. Gastrocnemii. (Mayer & Smékal, 2004) Preaktivace hamstringů je poměrně výrazná a např. při korekci dopředné translace tibie zabírá až 40 % celé stabilizační doby. (Wojtys & Huston, 2000) Preaktivace hamstringů je důležitá hlavně proto, že hamstringy fungují jako agonisté LCA v případě, že jsou zapojeny do uvedených stabilizačních vzorců a jejich aktivace je optimálně načasována. Pro dobrou stabilizaci je také důležitá vyvážená aktivace semisvalů a m. BF.



Za vyváženou aktivaci je považováno správné časování aktivace a z něj vycházející rozložení momentů sil. Pro dobrý průběh dynamické stabilizace musí být semisvaly včas a dostatečně aktivovány. Výraznější přesun aktivace ve prospěch m. BF destabilizuje koleno především vůči silám vnitřně rotujícího femuru oproti tibii. Tato situace nastává zvláště při dlouhodobé insuficienci LCA a po náhradě LCA štěpem z m. semitendinosus nebo m. gracilis. Důležitá je také vyvážená aktivace m. vastus medialis a m. vastus lateralis. V neposlední řadě koleno dynamicky stabilizují mm. gastrocnemii. Tato svalová skupina táhne femur oproti tibii dorzálně za současné komprese kloubu. Pro tuto funkci je zásadní správně rozložená koaktivace s mm. vasti. Předčasná a přílišná aktivace kvadricepsu proti mm. gastrocnemii znamená další rizikový faktor, který může způsobit poškození LCA. (Mayer & Smékal, 2004)

Poslední hypotézou č. 5 byl předpoklad, že u probandů po plastice LCA bude v testované poloze ve stoji na dominantní DK větší rozdíl mezi aktivitou m. vastus medialis a m. vastus lateralis, než u probandů bez poranění LCA. Tuto hypotézu nebylo možné vyvrátit.

Hanten et al. (1990) uvádí, že stupeň aktivace a časová koordinace m. VM a m. VL jsou klíčem k zajištění stability kolenního kloubu. Park et al. (2014) uvádí významné rozdíly ve stupni aktivace a časové koordinaci mezi m. VM a m. VL. Při izometrické kontrakci byl m. VL zpožděn a zároveň se slabší svalovou aktivitou oproti m. VL. Bennell et al. (2010) uvedl, že rozdíl v době nástupu obou sledovaných svalů nemá žádný vliv na aktivitě svalu. Dále Lam et al. (2001) sledovali svalovou činnost těchto vybraných svalů a zároveň adduktorů kyčelního kloubu ve stoji na 1 DK, kdy zjistili, že při plném zatížení DK se v této poloze významně zvyšuje svalová aktivita m. VM oproti m. VL. Tento výsledek ukazuje význam zatížení DK pro facilitaci m. VM. (Lam, 2001) Díky současné kontrakci adduktorů je m. vastus medialis výrazně aktivnější oproti m. vastus lateralis. (Hanten a Schulthies, 1990)

Výsledky této práce mohou být užitečné pro další studie a k ucelení poznatků o problematice svalové aktivity a problematice zaměřující se na poranění měkkých struktur kolene. Na základě zkoumání je zhodnoceno zapojení vybraných svalů jak u zdravých stavů, tak i u patologických pooperačních stavů LCA. Existuje vícero možností, jak by výsledky této bakalářské práce mohly přispět k rozvoji.

V této práci byly sledovány rozdíly mezi dvěma skupinami probandů, kteří splňovali předem nastavená společná kritéria. Pro další výzkum by byl vhodnější větší počet probandů z obou sledovaných skupin, tím by měly získané hodnoty vyšší výpovědní hodnotu.

Je nutné zmínit fakt, že na vzniku akčního potenciálu svalů a odečítání elektromyografického signálu se podílí celá řada ovlivňujících faktorů. Tyto faktory nejsou dány pouze vývojovým rozdílem, ale také zvoleným postupem metodiky a zpracováním dat z měření. Každý z těchto faktorů mohl nějakým způsobem ovlivnit přenos EMG signálu, a proto mohou být výsledné hodnoty zkresleny. Z celého měření byla vždy zaznamenána činnost pouze vybraných motorických jednotek, proto tento výzkum nepodává informace o činnostech celého svalu. Tento fakt je třeba zohlednit při celkovém hodnocení z EMG záznamu. Mezi limity této práce zároveň patří především nezkušenost autora s tímto druhem práce. Z tohoto důvodu by mohlo docházet k drobným nepřesnostem metodiky práce. Z důvodu nezkušenosti byly některé části výzkumu příliš zdlouhavé a nebyla možnost zaměřit se na jiné, možná přínosnější části. Těmto nedostatkům by v budoucnu bylo jistě možné předejít včasným seznámením se s povrchoým EMG a poté brzkým zpracováním nejproblematictější části práce.

Aby bylo docíleno co nejpřesnějších výsledných hodnot práce, byl kladen velký důraz na správné očištění kůže, připevnění elektrod na svalové břicho a byly sledovány nežádoucí kontrakce svalů, které by hodnoty mohly zkreslovat. Bylo dbáno na správném provedení jednotlivých cviků.

Bylo by zajímavé ve výzkumu dále pokračovat, sledovat a porovnat svalovou aktivitu například podle toho, na jaký sport se probandi specializují. Dalším nabízejícím se námětem ke studii může být například sledování svalové aktivity při použití různých štěpů např. z lig. patellae, hamstringů a štěpů od dárců. Za zajímavé téma považuji sledování svalové činnosti po poranění LCA při srovnání konzervativní a chirurgické léčby.

## ZÁVĚR

Problematika poranění předního zkříženého vazů je obsáhlým tématem. Kvůli svému anatomickému umístění, stavbě a biomechanickým vlastnostem jsou struktury měkkého kolene schopny vypomáhat stabilitě v anetrioposteriorním, laterálním i rotačním pohybu. Právě díky těmto schopnostem se řadí mezi nejčastěji poraněné struktury kolenního kloubu. Až k 70% poškození předního zkříženého vazů dochází při sportu. Poškození vzniká nejčastěji příčinou nekontaktních mechanismů, jako jsou například náhlá změna směru, rychlé zpomalení či dopad na plně extendovanou dolní končetinu. V případě poranění struktur tohoto vazů dochází především k narušení neuromuskulárního systému, kdy jako pozdější následky může vznikat porucha koordinace a timingu stabilizačních svalů kolenního kloubu, porucha propiocepce a narušení vnímání pohybového schématu. Také se objevuje zpomalená svalová reakčnost a pomalejší dosažení optimálního silového momentu.

Cílem této práce bylo pomocí výzkumných metod potvrdit nebo naopak vyvrátit, jaký vliv má na stabilizační svalovou činnost plastika LCA pomocí BTB techniky oproti kolenu bez poranění. Pro zjištění výsledků byly sledovány dvě skupiny mužů po 5 probandech, celkový počet sledovaných probandů byl tedy 10. Sledování těchto skupin proběhlo u každého probanda pouze jednou. U těch s poraněním předního zkříženého vazů, probíhalo měření přesně rok od chirurgického zákroku.

Na základě měření svalové aktivity a timingu pomocí povrchového EMG z našich výsledků vyplývá, že 1. skupina probandů se štěpem z lig. patellae, který svými mechanickými vlastnostmi odpovídá vlastnostem původního předního zkříženého vazů a rychle se vhojí, umožňuje rychlý návrat do běžného života a ke sportovním aktivitám.

Zároveň z provedených studií vyplývá, že při odebrání štěpu z lig. patellae dojde k oslabení extenzorového aparátu. To může mít za následek k patelofemorálním bolestem také problémy při kleku, které jsou spojovány právě s bolestí. V případě námi měřených probandů se bolest ani další obtíž rok po chirurgickém zákroku již neobjevovala.

Jedním ze závěrů, který lze z našich výsledků vyvodit je, že po uplynulém roce od plastiky LCA s okamžitou následnou rehabilitací po výkonu tito probandi již problémy s extenzorovým aparátem nemají a jejich svalová aktivita se z průměrných hodnot začíná

přibližovat normálním hodnotám. Námi naměřené průměrné maximální hodnoty se blíží těm, které byly naměřeny u probandů bez jakýchkoliv poranění kolene.

Z těchto výsledků je možné usoudit, že plastika LCA má smysl. K některým výsledným hodnotám je ale třeba podotknout, že m. vastus medialis bývá ve většině případů nejvíce aktivním svalem a je velký rozdíl mezi skupinou 1 a 2, kdy u 1. skupiny sval přebírá velkou část činnosti m. QF. V tomto případě by bylo vhodné věnovat více času následné rehabilitaci a správnému výběru cviků, které by byly zaměřeny na přiměřené rozložení a zvýšení sil všech hlav m. QF.

Proto by tato práce mohla být přínosem pro další měření svalové aktivity a timingu jednotlivých hlav m. QF po plastice LCA pomocí BTB techniky po správně zařazeném rehabilitačním plánu.

## CITOVANÁ LITERATURA

BEAUFILS, P., NICOLAS, PUJOL (2018). *Meniscal repair: Technique*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. Volume 104. Issue 1. Supplement.

BENNEL, K., DUNCAN, M., COWAN, S., et al.: Effects of vastus medialis oblique retraining versus general quadriceps strengthening on vasti onset. *Med Sci Sports Exerc*, 2010, 42: 856–864.

BRUHN, S., et al. Proprioception training for prevention and rehabilitation of knee joint injuries. *European journal of sports traumatology and related research*. 2001, roč. 23, č. 2, s. 82-89. chybí ISSN

CARLO J. DE LUCA (1997). *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Boston: DelSys Incorporated.

CERULLI, G., et al. Rehabilitation issues in women with anterior cruciate ligament deficiency. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*. 2002; roč. 10, č. 1, s. 76–82. ISSN 1062-8592.

CLARK, Nicholas Charles. *Predictors of knee functional joint stability in uninjured physically active adults*. Ann Arbor: University of Pittsburgh, 2014. Order No. 3582521. ISBN 9781321208573. [cit. 2018-05-03] Dostupný na WWW: <https://search.proquest.com/health/docview/1609201906/fulltextPDF/4BBC53C9046A4D7EPQ/1?accountid=14965>

COWAN, S., M., K. L. BENNELL, P. W. HODGES, K. M. CROSSLEY a J. MCCONNELL. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, 82(2), 183-189 [cit. 2018-03-04]. DOI: 10.1053/apmr.2001.19022. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000399930174737>

CRISWELL, E. A J. R. CRAM. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Sudbury, MA: Jones and Bartlett, c2011. ISBN 978-0-7637-3274-5.

CSINTALAN, R. P., SCHULZ, M. M., WOO, J., MCMAHON, P. J., & LEE, T. Q. (2002). Gender Differences in Patellofemoral Joint Biomechanics. *Clinical Orthopaedics*, 402, 260-269.

ČAPEK, L., HÁJEK, P., HENYŠ, P. a kolektiv (2018). *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, a.s., 208 s. ISBN 978-80-271-0367-6.

ČECH, O., SOSNA, A., BARTONÍČEK, J. (1986). *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha: Avicenum, 195 s. ISBN

ČIHÁK, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, a.s., 476 s. ISBN 80-716-9341-3.

DANIEL, M., MAREŠ T. (2008). *Experimentální biomechanika*. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 74 s. ISBN 978-80-01-03982-3.

DESTAFENO, R., KELLY, B., HOOPER, J. (2010). *Svalová medicína*. Olomouc: Nakladatelství Poznání, 237 s. ISBN 978-80-87419-03-8.

DUNGL, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0550-8.

DYLEVSKÝ, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENGEL-KORUS, D. (2005). *Kolena-cvičením proti bolestem*. Praha: Pavel Dobrovský - BETA, 95 s. ISBN 80-7306-207-0.. 720-8.

FELLER, J. A., COOPER, R., & WEBSTER, K. E. (2002). Current Australian trends in rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee*, 9(2), 121-126. Retrived 21. 12. 2013 from World Wide Web:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016002000091>

FLEMING, B. C., et al. The Effects of Compressive Load and Knee Joint Torque on Peak Anterior Cruciate Ligament Strains. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003, roč. 31, č. 5, s. 701-707. ISSN 1552-3365.

GROSS, M. J., FETTO, J., ROSEN, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: TRITON s.r.o. 599 s. ISBN 80-7254-720-8.

HANTEN, W. P.; SCHULTHIES, S. S. Exercise Effect on Electromyographic Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis Muscles. *Physical Therapy*. 1990, roč. 70, č. 9, s. 561-565. ISSN 1538-6724.

HART, Radek a Václav ŠTIPČÁK. *Přední zkřížený vaz kolenního kloubu*. Praha: Maxdorf, c2010. Jessenius. ISBN 978-80-7345-229-2.

HEDAYATPOUR, N., et al. Non-uniform electromyographic activity during fatigue and recovery of the vastus medialis and lateralis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008, roč. 18, č. 3, s. 390-396. ISSN 10506411.

HEIJNE, A., et al. Strain on the Anterior Cruciate Ligament during Closed Kinetic Chain Exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, roč. 36, č. 6, s. 935-41. ISSN 1530-0315.

IRISH, S.E., et al. The Effect of Closed-Kinetic Chain Exercises and Open-Kinetic Chain Exercise on the Muscle Activity of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis. *J. Strength Cond. Res.* 2010, roč. 24, č. 5, s. 1256-1262. ISSN 1533-4287.

CHALOUPKA, R. (2003). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Praha: Národní centrum ošetrovatelství. ISBN 978-80-7013-341-5.

JANÍČEK, P. a kol. (2001). *Ortopedie*. Brno: Masarykova Univerzita v Brně. 124 s. ISBN 80-210-2535-2.

KONRAD, P. (2006). *The ABC of EMG*. Noraxon U.S.A. Inc. ISBN 0-9771622-1-4

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.

LAM, P. L., et al. Activation of the Quadriceps Muscle During Semisquatting with Different Hip and Knee Positions in Patients with Anterior Knee Pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2001, roč. 80, č. 11, s. 804-808. ISSN 1537-7385.

LEHMAN, G. J. (2006). Trunk and hip muscle recruitment patterns during the prone legextension following a lateral ankle sprain: A prospective case study pre and post injury.

*Chiropractic & Osteopathy, 14:4, 1746-1749*. Retrieved 6. 9. 2007 from the World Wide

Web: <http://www.chiroandosteo.com/content/14/1/4>

MAŠÁT, P., DYLEVSKÝ, I., & HAVLAS, V.(2005). Výsledky operací náhrad předního zkríženého vazů kolenního kloubu. *Kontakt, 1(2), 145-152*. Retrived 21. 12. 2013 from World Wide Web: <http://casopis-zsfju.zsf.jcu.cz/kontakt/clanky/1-2~2005/284-vysledky-operaci-nahradpredniho-zkrizeneho-vazu-kolenniho-kloubu>.

MARTINKOVÁ, J. (2013). *Sportovní úrazy a přetížení pohybového aparátu sportem: praktický průvodce pro zdravotníky a laiky*. Praha: Mladá Fronta a.s. 71 s. ISBN 978-80-204-2454-9.

MAYER, H. O., A. STOEHR (2016). Komplikationen arthroskopischer Eingriffe am Kniegelenk. *Orthopäde* 45, 4 -12 <https://doi.org/10.1007/s00132-015-3182-0>.

MICHEO, W., HERNÁNDEZ, L., & SEDA, C. (2010). Evaluation, management, rehabilitation, and prevention of anterior cruciate ligament injury: current concepts. *PM&R*, 2(10), 935-944. Retrived 22. 12. 2013 from World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S193414821000515>

PAVLŮ, D. a NOVOSÁDOVÁ, K. Příspěvek k objektivizaci účinku "Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové" se zřetelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, Roč. 8, č. 4, s. 178-181. ISSN: 1211-2658.

PARK, S., KO, Y. M., JANG, G.U., et al. : A study on the differences of quadriceps femoris activities by knee alignment during isometric contraction. *J Phys Ther Sci*, 2014, 26: 1685–1688.

PARK, W. H., KIM, D. K., YOO, J. C., LEE, Y. S., HWANG, J. H., CHANG M. J., & PARK, Y. S. (2010). Correlation between dynamic postural stability and muscle strength, anterior instability, and knee scale in anterior cruciate ligament deficient knees. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 130(8), 1013-1018. Retrived 10. 1. 2014 from World WideWeb:<http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=17&sid=74468653-057a-4046-9c5c-fa74b709a7e3%40sessionmgr4002&hid=4211>

RODOVÁ, D., MAYER, M., & JANURA, M. (2001). Současné možnosti povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.

SMÉKAL, D., MAYER, M. *Neuromuskulární kontrola a rehabilitace u lézí předního zkříženého vazů*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č.3, 2004. s. 111-117.

SOSNA, A. a kol. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Nakladatelství TRITON s.r.o. 175 s. ISBN 80-7254-202-8.

SPAIRANI, L., et al. An electromyographic study of the vastii muscles during open and closed kinetic chain submaximal isometric exercises. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2012, roč. 7, č. 6, s. 617-626. ISSN 2159-2896.



STENSDOTTER, A. K., et al. Quadriceps Activation in Closed and in Open Kinetic Chain Exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2003, roč. 35, č. 14, s. 2043-2047. ISSN 1530-0315.

TRAVELL, J. G.; SIMONS, D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, 1992, 626 s. ISBN 06-830-8367-8.

VALENTA, J. a kolektiv (1985). *Biomechanika*. Praha: Academia nakladatelství Československé akademie věd, 544 s. ISBN

VAŘEKA, I. (1997). *Vyšetření pohybového aparátu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 89 s. ISBN

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Nakladatelství TRITON, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro fyzioterapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Nakladatelství TRITON, 222 s. ISBN 978-80-7387-608-1.

WILLIAMS, G. N., T. CHMIELEWSKI, K. S. RUDOLPH, T. S. BUCHANAN a L. SNYDER-MACKLER. Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for Clinicians and Scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, **31**(10), 546-566 [cit. 2018-03-08]. DOI: 10.2519/jospt.2001.31.10.546. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2001.31.10.546>

WOJTYS, E. M.; HUSTON, L. J. Neuromuscular Performance in Normal and Anterior Cruciate Ligament-Deficient Lower Extremities. *American Journal of Sports Medicine*. 1994, roč. 22, č. 1, s. 89-104. ISSN 1552-3365.

## **SEZNAM PŘÍLOH**

- Příloha č. 1 - Informovaný souhlas
- Příloha č. 2 - Dotazníkový formulář

## **Příloha 1**

# **INFORMOVANÝ SOUHLAS**

**Bakalářská práce:** Sledování svalové činnosti po poranění měkkého kolena při sportu

**Řešitel práce:** Michaela Kuželová

Vážený pane,

tímto se na Vás obracím s žádostí o výpomoc a spolupráci pro mou bakalářskou práci, jejíž cílem je sledování svalové činnosti po poranění měkkého kolena.

Pro svůj výzkum jsem se obrátila na muže ve věkové hranici 20-30 let.

Pro sledování již zmíněné svalové činnosti budu používat povrchovou elektromyografii (EMG). Je to bezbolestná, neinvazivní metoda, která pomocí elektrod snímá elektrické napětí svalu. Elektrody jsou v místě sledovaných svalů náplastí připevněny na kůži. V rámci této práce nejsou žádná rizika.

Měření bude probíhat ve čtyřech statických polohách.

### **Polohy pro měření:**

1. Leh na zádech, ruce podél těla, na výzvu vyšetřovaný zatne stehenní sval po dobu 10s.
2. Stejná poloha, na výzvu vyšetřovaný zvedne celou dolní končetinu 5 cm od podložky a drží ji zvednutou, opět 10s.
3. Stoj na jedné dolní končetině. Výchozí poloha: stoj na šířku pánve na obou dolních končetinách. Na výzvu vyšetřovaný zvedne nedominantní končetinu a vydrží 10s.
4. Podřep. Výchozí poloha: stoj na širší pánve. Na výzvu jde vyšetřovaný do podřepu mezi 180-90 stupni. Vydrží opět 10s.

### **Průběh měření:**

- Vyplnění formuláře, jenž je součástí souhlasu (výška, váha, věk apod.)
- Připevnění senzorů

- Samotné měření, kdy vyšetřující zaktivuje senzory a vyšetřovaný bude vykonávat dále uvedené
1. Já, níže podepsaný souhlasím s mou účastí ve studii a uděluji souhlas s poskytnutím výzkumného materiálu.
  2. Byl jsem informován o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Byl mi poskytnut prostor pro dotazy.
  3. Moje účast je dobrovolná a mohu ji kdykoliv přerušit či odstoupit.
  4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Mé jméno se nebude vyskytovat v této bakalářské práci a nebude poskytnuto třetím osobám.

**Místo a datum:**

**Jméno účastníka:**

**Podpis účastníka:**

## **Příloha 2**

### **DOTAZNÍKOVÝ FORMULÁŘ**

#### **Informace o měřené osobě**

- Jméno a příjmení:
- Věk:
- Výška:
- Váha:
- Kontakt:

#### **Informace o měření**

- Datum:
- Komentář:

#### **Před měřením:**

Máte zdravotní potíže?

Vyskytují se bolesti v kolenním kloubu při kleku či jiné poloze?

Sportujete rekreačně, závodně?

Máte nějaké alergie?