

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

**FYZIOTERAPIE JAKO KONZERVATIVNÍ ŘEŠENÍ NESTABILIT
KOLENNÍHO KLOUBU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Barbora Trojanová
Studijní obor: Fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Olomouc 2012

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Název práce v ČJ:	Fyzioterapie jako konzervativní řešení nestabilit kolenního kloubu
Název práce v AJ:	Physiotherapy as a conservative approach to a treatment of knee instability
Datum zadání práce:	2011-01-31
Datum odevzdání práce:	2012-07-27
Vysoká škola:	Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta:	Fakulta zdravotnických věd
Ústav:	Ústav fyzioterapie
Autor práce:	Trojanová Barbora, Bc.
Vedoucí práce:	Mgr. Věra Jančíková
Oponent práce:	Mgr. Lucie Szmeková

Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce se zabývá problematikou nestability kolenního kloubu vzniklé na podkladě léze předního zkříženého vazů. Teoretická část práce podává přehled o anatomii, biomechanice a komplexním zajištění stability kolenního kloubu. Podrobněji se věnuje poranění předního zkříženého vazů, jeho diagnostice, konzervativní léčbě a rehabilitaci. Praktická část hodnotí aktivitu musculus vastus lateralis, musculus vastus medialis, musculus biceps femoris a musculus soleus pomocí povrchové elektromyografie. Testovaný soubor zahrnuje deset subjektů s lézí předního zkříženého vazů. Hlavním cílem práce je porovnat rozdíly ve svalové aktivitě postižené končetiny během chůze, přechodu přes schod, sestupu ze schodu a během jejích ekvivalentních aktivit spojených se změnou směru pohybu.

Abstrakt v AJ:

This thesis deals with the instability of the knee caused by lesion of the anterior cruciate ligament. The theoretical part provides an overview of the anatomy, biomechanics and complex stability of the knee. Detail is devoted to the anterior cruciate ligament injury, its diagnosis, conservative treatment and rehabilitation. The practical part evaluates the activity of vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris

and soleus by surface electromyography. The test set includes ten subjects with lesion of the anterior cruciate ligament. The main objective is to compare the differences in muscle activation patterns of the affected limb during walking, crossing the step, descending the step and their equivalent in activities related to a change in direction.

Klíčová slova v ČJ: ruptura předního zkříženého vazů, svalová aktivita, povrchová elektromyografie, střizné aktivity

Klíčová slova v AJ: anterior cruciate ligament rupture, muscle activity, surface electromyography, cutting activities

Rozsah práce: 71 stran, 2 přílohy

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Věry Jančíkové a že jsem použila jen uvedené literární a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 27. července 2012

.....

Děkuji Mgr. Věře Jančíkové za odborné vedení diplomové práce. Děkuji pracovníkům Ortopedické kliniky a Traumatologického oddělení FN Olomouc, zejména pak MUDr. Pavlu Sedlákov, za pomoc při výběru a kontaktování pacientů. Dále děkuji Bc. et Bc. Viktoru Nekvapilovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Velmi děkuji všem účastníkům studie za ochotnou spolupráci při získávání podkladů pro výzkumnou část diplomové práce.

V neposlední řadě bych na tomto místě chtěla poděkovat svým rodičům, kteří mě všestranně podporovali během celého studia.

OBSAH

ÚVOD.....	9
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ.....	10
1.1 Anatomický základ pro studium kolenního kloubu	10
1.2 Biomechanika kolenního kloubu	11
1.2.1 Kinematika kolenního kloubu	11
1.2.2 Kinetika kolenního kloubu	12
1.2.2.1 Mechanika dvoukloubových svalů kolenního kloubu.....	15
1.3 Stabilita kolenního kloubu.....	16
1.3.1 Systém vazivových stabilizátorů – teorie primárních a sekundárních vazivových stabilizátorů.....	16
1.3.1.1 Pasivní pohyby v sagitální rovině	17
1.3.1.2 Pasivní pohyby ve frontální rovině	18
1.3.1.3 Pasivní stabilita kolenního kloubu z hlediska jednotlivých vazů	19
1.3.2 Systém svalových stabilizátorů	19
1.3.2.1 Pasivní pohyby v sagitální rovině	20
1.3.2.2 Pasivní pohyby ve frontální rovině	20
1.3.2.3 Pasivní pohyby v transverzální rovině	22
1.3.2.4 Složky dynamické stabilizace kolenního kloubu.....	22
1.3.3 Systém stability daný kontaktem kloubních ploch	23
1.3.4 Dynamická stabilizace pately	23
1.3.5 Celková stabilita kloubu.....	24
1.4 Dynamická kontrola kolenního kloubu v průběhu stojné fáze kroku	26
1.4.1 Počáteční kontakt.....	26
1.4.2 Reakce na zatížení	26
1.4.3 Střední stojná fáze.....	27
1.4.4 Konečný stoj.....	28
1.4.5 Předšvihová fáze	29

1.5	Poranění předního zkříženého vazů.....	30
1.5.1	Anatomie předního zkříženého vazů	30
1.5.2	Mechanismus poranění	32
1.5.3	Klinický obraz	33
1.5.4	Diagnostika	33
1.5.5	Léčba.....	34
1.5.5.1	Rehabilitace	35
1.5.6	Důsledky a komplikace.....	37
1.5.6.1	Kinematika kolenního kloubu s lézí předního zkříženého vazů.....	37
2	CÍLE, VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	39
2.1	Cíl práce	39
2.2	Vědecké otázky a hypotézy.....	39
2.2.1	Vědecká otázka č. 1	39
2.2.2	Vědecká otázka č. 2	40
2.2.3	Vědecká otázka č. 3	41
3	METODA VÝZKUMU	42
3.1	Charakteristika souboru	42
3.2	Sběr dat	42
3.2.1	Testování laterality dolních končetin.....	43
3.2.2	Vyšetření svalů kolenního kloubu pomocí povrchové elektromyografie	43
3.2.2.1	Realizace měření.....	43
3.2.2.2	Testované dynamické aktivity	44
3.3	Zpracování dat.....	46
3.3.1	Zpracování elektromyografického signálu a jeho analýza	46
3.3.2	Statistické zpracování dat.....	46
4	VÝSLEDKY	47
4.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	47

4.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	51
4.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3	55
5	DISKUZE.....	59
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	59
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2	60
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3	61
	ZÁVĚR.....	62
	LITERATURA A PRAMENY	63
	SEZNAM ZKRATEK.....	67
	SEZNAM OBRÁZKŮ	68
	SEZNAM PŘÍLOH	69
	PŘÍLOHY	70

ÚVOD

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem lidského těla. Jeho funkční stabilita je nezbytnou podmínkou nejpřirozenějšího pohybového projevu člověka – bipedální lokomoce, chůze. Kolenní kloub spoléhá v oblasti zajištění své funkční stability velkou měrou na měkké tkáně, což je také příčinou jeho poměrně snadné zranitelnosti. Problematika úrazového poškození kolenního kloubu je tak denním chlebem mnoha rehabilitačních pracovišť. Běžným a závažným poraněním při úrazu kolenního kloubu je léze předního zkříženého vazů. Převážná část takových zranění postihuje mladé sportující jedince. Jako výhodné řešení se jeví chirurgická rekonstrukce vazů, nicméně z řady různých důvodů se k tomuto řešení vždy nepřistupuje, nebo je indikováno s odkladem. V takových případech pak hraje v prosedu konzervativně vedené terapie nazastupitelnou úlohu fyzioterapie a rehabilitace. Cílem je prevence předčasného rozvoje degenerativních změn kolenního kloubu a návrat na původní úroveň fyzické aktivity jedince bez přítomnosti příznaků instability.

Poranění předního zkříženého vazů je nejčastěji úrazem sportovním. Často k němu dochází při sportech, které vyžadují rychlé změny směru pohybu, otočky, výskoky, náhlé změny rychlosti pohybu a kombinace těchto dovedností. Mezi takové sporty patří fotbal, basketbal, volejbal, tenis, lyžování. I jedinci, kteří z určitých důvodů nepřistoupí k operační léčbě, mají motivaci se ke svému sportu vrátit. Cílem diplomové práce je jeden z aspektů těchto sportovních aktivit, a sice náhlou změnu směru pohybu, blíže prozkoumat. Předmětem zájmu budou vzory svalové aktivity během aktivit s náhlou změnou směru pohybu v porovnání s podobnými aktivitami bez změny směru, a to u končetiny s insuficiencí předního zkříženého vazů. Úroveň svalové aktivity bude objektivizována pomocí povrchové elektromyografie. Zkoumanými svaly budou musculus vastus lateralis et medialis, musculus biceps femoris a musculus soleus.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Anatomický základ pro studium kolenního kloubu

Kolenní kloub patří mezi klouby složené, neboť jde o spojení tří kostí (femur, tibia a patela) a mezi styčné plochy femuru a tibie jsou navíc vloženy kloubní menisky (Čihák, 2001, s. 293). Funguje jako modifikovaný kladkový kloub, častěji je ale označován jako kloub bikondylární (Whiting, Rugg, 2006, s. 55; Hamill, Knutzen, 2009, s. 208). Pro popis funkce kolenního kloubu často užíváme názvy jeho dílčích spojení. V kolenním kloubu lze rozlišit skloubení femorotibiální a femoropatelní, spojení femoromeniskální a meniskotibiální. V každém z dílčích spojů můžeme také zvlášť pojmenovat mediální a laterální kompartment, např. mediální femorotibiální kloub jako označení pro spojení mediálního kondylu tibie a femuru (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 13).

Složitost uspořádání kolenního kloubu se odráží i v množství struktur, které se na jeho stavbě podílejí. Není účelem této práce je všechny detailně anatomicky popsat, pro úplnost budou pouze jmenovány. Bylo uvedeno, že v kolenním kloubu artikulují femur, tibia a patela, přičemž vzájemný nesoulad v zakřivení kloubních ploch tibie a femuru vyrovnávají dva menisky z vazivové chrupavky. Jako ke každému synoviálnímu kloubu patří i ke kolenu kloubní pouzdro, které se však oproti běžným zvyklostem upíná na femuru poněkud dále od okrajů kloubních ploch, přičemž obchází epikondyly. Charakteristické uspořádání vykazuje zesilující vazivový aparát, který se uplatňuje jak extra, tak intraartikulárně. Mezi vazy kloubního pouzdra řadíme šlachy musculus (dále jen m.) quadriceps femoris, ligamentum (dále jen lig.) patellae, retinaculum patellae mediale et laterale, lig. collaterale mediale et laterale, lig. popliteum obliquum a lig. popliteum arcuatum. Nitrokloubní vazy jsou v první řadě zastoupeny zkříženými vazy – lig. cruciatum anterius et posterius, dále pak lig. transversum genus a lig. meniscofemorale posterius et anterius. Ke kolennímu kloubu patří také četné burzy vyskytující se v místech největšího tlaku a tření (Čihák, 2001, s. 293–303).

1.2 Biomechanika kolenního kloubu

1.2.1 Kinematika kolenního kloubu

Středem kolenního kloubu procházejí tři základní roviny – frontální, sagitální, transverzální – protínající se v osách x , y , z (viz obr. 1, s. 11). Teoreticky je možné provést kolem každé z těchto tří os pohyb posuvný a pohyb rotační. Rotační pohyby kolem osy x nazýváme flexí a extenzí, posuvný pohyb podél osy x není za fyziologických podmínek téměř možný. Rotační pohyb kolem osy y odpovídá rotacím bérce, k posuvnému pohybu dochází působením tlakových a tahových sil – důsledkem je komprese a distrakce kolenního kloubu. Rotační pohyby kolem osy z označujeme jako abdukci a addukci bérce, posuvný pohyb jako ventrální a dorzální posun tibie oproti femuru. Z uvedených šesti druhů pohybu lze aktivně provést pouze flexi, extenzi, vnitřní a zevní rotaci (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 49).



Obr. 1 – Osy pohybů kolenního kloubu (Kapandji, 1987, s. 67).

Dylevský (2009, s. 150) a Čihák (2001, s. 306) shodně uvádějí, že ze základního postavení v extenzi probíhá flexe kolenního kloubu do 130–160°. Čihák (2001, s. 306) rozvádí toto tvrzení tím, že aktivně lze provést flexi nejvíce do 140°, kdy na sebe těsně

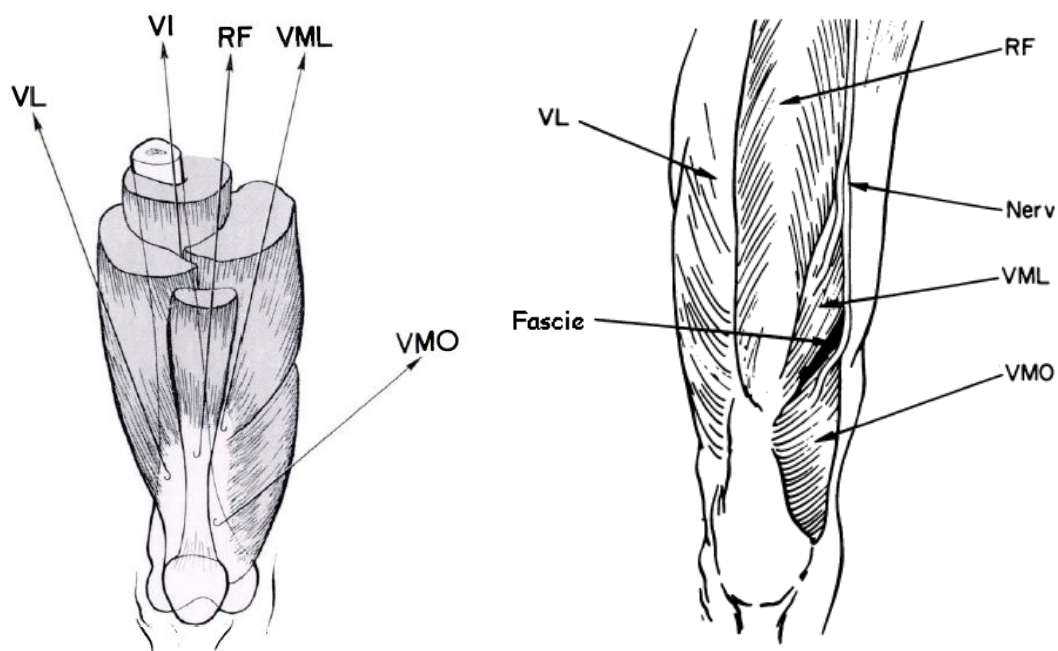
nalehne svalová hmota stehna a lýtka a flekční pohyb může dále pokračovat pouze pasivně. Z uvedeného vyplývá, že maximální hodnoty ať už aktivní, či pasivní flexe se liší v závislosti na konstituci každého jedince. Flexe se vždy uskutečňuje v několika fázích. Prvních 5° flexe je spojeno s tzv. iniciální rotací – vnitřní rotací tibie. Při pohybu v otevřeném kinematickém řetězci skutečně rotuje tibie dovnitř. Pokud je noha v opoře, dochází však k rotaci femuru zevně, přičemž laterální femorální kondyl se opravdu otáčí, zatímco mediální se posouvá. Během počáteční rotace se uvolní kolaterální vazy spolu s předním zkříženým vazem a dojde k tzv. odemknutí kolene, které je nezbytnou podmínkou provedení flekčního pohybu. Po iniciální rotaci probíhá další zvyšování flexe jako valivý pohyb femuru po tibii a meniscích. Celý pohyb se pak zakončuje ve spojení meniskotibiálním, kde menisky vykonávají klouzavý pohyb po tibii směrem dorzálním. Laterální meniskus se přitom posune zhruba o 12 mm, mediální o 6 mm (Dylevský, 2009, s. 150). Oatis (2009, s.780) se domnívá, že dorzálního posunu laterálního menisku se také může aktivně účastnit m. popliteus, který se k němu částí svých vláken upíná. Nadměrnému posunu kostí během flexe brání zkřížené vazy. Pohyb v kolenním kloubu je svázán s pohybem pately, která během flexe klouže distálně o 5–7 cm. Opětovné dosažení základního extenčního postavení zahrnuje stejné pohybové fáze, avšak v opačném sledu a směru závěrečné rotace, která kloub znovu uzamkne (Dylevský, 2009, s. 150).

Rozsah samostatných rotací popisuje Čihák (2001, s. 306) v závislosti na stupni flexe jako 5–10° vnitřní rotace a 30–50° zevní rotace. Podle Dylevského (2009, s. 150) se však tyto hodnoty nepodařilo prokázat a sám uvádí rozsah vnitřní rotace 5–7° a zevní 21°. Rotace jsou možné pouze při současné flexi kolenního kloubu. S rostoucí flexí vzrůstá i rozsah rotací, největších hodnot je pak dosaženo mezi 45–90° flexe. Rotační pohyb se uskutečňuje převážně v meniskotibiálním spojení, dochází při něm k posunu menisků. Rozsah rotací se významně omezuje při zatížení kloubu (Čihák, 2001, s. 306; Dylevský, 2009, s. 150).

1.2.2 Kinetika kolenního kloubu

Kolenním kloubem pohybuje celkem 14 svalů, přičemž pouhých 6 z nich nemá vliv na jiný než kolenní kloub, zbylých 8 svalů je dvoukloubových (Perry, Burnfield, 2010, s. 88). Pro uvedený počet svalů považujeme za samostatné všechny hlavy

m. quadriceps femoris, přičemž dle klasické studie podle Lieba a Perryové (1968, s. 1538) rozlišujeme m. vastus medialis longus a m. vastus medialis obliquus (viz obr. 2, s. 13). Rovněž hlavy m. biceps femoris tvoří dva samostatné celky.



Obr. 2 – Vastus medialis obliquus a vastus medialis longus. Vlevo zobrazení pěti částí m. quadriceps femoris: VL – vastus lateralis, VI – vastus intermedius, RF – rectus femoris, VML – vastus medialis longus, VMO – vastus medialis obliquus (Lieb, Perry, 1968, s. 1540).

Vpravo zobrazení nezávislé inervace VMO větvi z n. femoralis, dále oddělení proximálně uložených dlouhých vláken (VML) a distálně uložených šikmých vláken (VMO) fasciálním septem. Převzato a upraveno dle Lieba a Perryové, 1968, s. 1538.

Primárními flexory kolenního kloubu jsou hamstringy, tedy m. semitendinosus, semimembranosus, dlouhá a krátká hlava m. biceps femoris. Hamstringy se upínají k mediální i laterální straně kolene, provedení čisté flexe bez rotací proto vyžaduje současnou akci mediálních i laterálních hamstringů. Na flexi se dále podílejí m. popliteus, m. gracilis, m. sartorius a m. gastrocnemius. Podíl m. popliteus na celkovém flekčním momentu je malý. Slabá je rovněž jeho elektrická aktivita během čisté flexe, která se však signifikantně zvyšuje, pokud spolu s flexí dochází k vnitřní rotaci tibie. Svaly skupiny pes anserinus – m. sartorius, m. gracilis a m. semitendinosus – se na flexi podílejí různou měrou. Nejmenší rameno flekčního momentu má m. sartorius. Jeho rameno se zvětšuje s flexí od 0° do 90°, což odpovídá pozdějšímu

zapojení svalu do flekčního pohybu. Největším ramenem a také největší fyziologickou plochou průřezu disponuje m. semitendinosus, který je proto schopen generovat největší flekční moment (Oatis, 2009, s. 775–6, 780, 782–3).

Primárním extensorem kolenního kloubu je m. quadriceps femoris, extenze se dále aktivně účastní m. tensor fasciae latae. Více prostoru věnujme popisu jednotlivých hlav čtyřhlavého stehenního svalu. M. rectus femoris se jako dvoukloubový sval účastní flexe kyčle a extenze kolene, ke které přispívá při flektované i extendované kyčli. Zajímavým poznatkem je jeho zvýšená aktivita během izometrické kontrakce m. quadriceps femoris v neutrálním postavení dolní končetiny. Nejhlubší vlákna m. vastus intermedius se mohou prolínat s vlákny m. articularis genus a poté se společně upínat k suprapatelární burze, kterou během extenze táhnou proximálně a tím brání jejímu uskřínutí ve femoropatelárním skloubení. Jak je uvedeno v předcházejícím textu, m. vastus medialis se na základě anatomické a mechanické analýzy dělí na další dvě části (viz obr. 2, s. 13). Toto rozdělení odhalilo významnou funkci mediálního vastu jako dynamického stabilizátoru při pohybu pately během extenze kolene (viz oddíl 1.3.4, s. 23). Dále bylo spolehlivě vyvráceno tvrzení, že mediální vastus je zodpovědný za posledních 15° extenze. Spolu s ostatními hlavami m. quadriceps femoris se naopak aktivně účastní extenze v celém jejím rozsahu (Oatis, 2009, s. 768–772).

K vnitřním rotátorům kolenního kloubu patří m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. gracilis, m. sartorius a m. popliteus. První dva jmenované tvoří skupinu mediálních hamstringů, která se účastní zejména vnitřní rotace bérce spojené s flexí kolenního kloubu. Jejich aktivita během izolované vnitřní rotace tibie je nestálá a zdůrazňuje význam ostatních vnitřních rotátorů, konkrétně m. gracilis a m. popliteus (Oatis, 2009, s. 776, 780–1).

Zevní rotaci v kolenním kloubu provádějí dlouhá a krátká hlava m. biceps femoris, o jejichž působení v tomto směru platí obdobné tvrzení jako o laterálních hamstringech a vnitřní rotaci. Zevní rotaci tibie dopomáhá m. tensor fasciae latae (Oatis, 2009, s. 776, 783).

1.2.2.1 Mechanika dvoukloubových svalů kolenního kloubu

Bylo uvedeno, že kolenní kloub kontrolují z velké části dvoukloubové svaly. Izolovaná kontrakce jednoho takového svalu vyvolá pohyb ve všech kloubech, přes které sval přechází. Aby došlo k pohybu pouze v jednom kloubu, musí dvoukloubový sval kontrahovat spolu s dalšími svaly, často s jednokloubovým synergistou. Jako příklad poslouží společná kontrakce hamstringů a m. iliopsoas, která vyvolá samostatnou extenzi kolene. Podobně m. quadriceps femoris a m. gluteus maximus společně produkují extenzi kolene. Kolenní kloub však daleko častěji využívá současné kontrakce hamstringů a m. quadriceps femoris. Tento méně obvyklý vzor společné kontrakce dvoukloubových svalů umožňuje generovat větší momenty sil pro pohyb kyčle a kolena během mnoha běžných denních činností. Tato spolupráce dvou velkých svalových skupin také pomáhá stabilizovat koleno a chránit vazivové struktury před poškozením (Oatis, 2009, s. 780).

1.3 Stabilita kolenního kloubu

Stabilita kolenního kloubu je nutná pro jeho správnou funkci. Síly zajišťující stabilitu vznikají působením 3 systémů:

1. systém vazivových stabilizátorů,
2. systém svalových stabilizátorů,
3. systém stability daný kontaktem kloubních ploch (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 60).

Tyto systémy společně zajišťují celkovou stabilitu kloubu, na kterou působí síly zevního prostředí. O funkční stabilitě kloubu hovoříme tehdy, jsou-li zevní síly působící na kloub v rovnováze nebo menší než síly, které vznikají souhrou výše uvedených systémů. Pokud jsou však zevní síly větší, dochází v závislosti na jejich velikosti a rychlosti ke vzniku akutní či chronické instability. Jinými slovy je kloub funkčně stabilní, pokud je schopen vyrovnat se s nároky, které jsou na něj kladeny ze zevního prostředí, a to bez toho aby byl poškozen (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 60).

1.3.1 Systém vazivových stabilizátorů – teorie primárních a sekundárních vazivových stabilizátorů

Vazy kolenního kloubu rozdělujeme z funkčního hlediska na primární a sekundární stabilizátory. Jako primární stabilizátor se označuje vaz, jehož účinek je pro stabilizaci kloubu při pohybu v daném směru rozhodující. Zároveň chrání před poškozením sekundární stabilizátory, jejichž stabilizační účinek je mnohem menší. Celková pasivní stabilita při pohybu v kloubu v daném směru je dána součtem účinků primárních a sekundárních vazivových stabilizátorů. Z uvedeného vyplývá, že jeden konkrétní vaz může hrát úlohu jak primárního, tak sekundárního stabilizátoru, a to v závislosti na druhu pasivního pohybu v kloubu, stupni flexe a rotace bérce. Vazy jsou stabilizátory pasivní. Jejich stabilizační účinek je dán pouze jejich pevností a nejsou schopny se aktivně přizpůsobit zvýšeným nárokům. Stabilizační efekt vazů hodnotíme při pasivních pohybech (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 60–61).

Pro klinickou praxi je důležité mít na paměti, že při ruptuře primárního stabilizátoru zůstávají pro další stabilizaci v daném směru stále ještě ve hře sekundární stabilizátory, které mohou být příčinou negativity klinického testu. Při vyšetření pasivních pohybů se tedy koleno jeví v daném směru stabilní, nicméně síly působící na něj během pohybu mohou být mnohokrát větší než síla vyvinutá vyšetřujícím. Tyto vnější síly potom překonají stabilizační účinek sekundárních stabilizátorů, což znamená, že koleno bude při tomto pohybu v daném směru nestabilní. Jako příklad může posloužit negativní abdukční test v plné extenzi kolenního kloubu při ruptuře vnitřního postranního vazy – ligamentum collaterale mediale (dále jen LCM) – v důsledku napětí zadní třetiny mediální části pouzdra a zkřížených vazů (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 61, 63).

1.3.1.1 Pasivní pohyby v sagitální rovině

Ventrální posun tibie oproti femuru je vždy primárně stabilizován předním zkříženým vazem – ligamentum cruciatum anterius (dále jen LCA). LCA tedy brání ventrálnímu posunu tibie, a to tak, že se zvětšujícím se posunem stabilizační účinek LCA narůstá. Při insuficienci LCA stačí ke stejně velkému ventrálnímu posunu tibie oproti femuru mnohem menší síla. Například při posunu o 5 mm je stabilizační účinek LCA 85 %. Provedeme-li stejný posun u kolene s insuficientním LCA, vystačíme se silou o 85 % nižší, než jakou bychom potřebovali u stejného kolene s ještě intaktním LCA. Velikost stabilizačního účinku sekundárních stabilizátorů, k nimž řadíme oba postranní vazy, kloubní pouzdro a tractus iliotibialis, vyjádříme 15 % (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 61–62).

Ve 30° flexi je LCA jediným primárním stabilizátorem. V 90° flexi za současně rotace bérce však přistupují k primární stabilizaci další vazy. Ventrální posun tibie oproti femuru v 90° flexi kolenního kloubu a zevní rotaci bérce primárně stabilizují LCA a LCM. Vzájemná míra jejich stabilizačních účinků závisí na velikosti posunu. Se zvětšujícím se posunem roste stabilizační účinek LCA na úkor LCM a naopak. Stabilizační účinek sekundárních stabilizátorů zůstává v mírně proměnném procentu stále výrazně menší. Ventrální posun tibie oproti femuru v 90° flexi kolenního kloubu a vnitřní rotaci bérce primárně stabilizuje LCA a tractus iliotibialis. Se zvětšujícím se

posunem opět roste účinek LCA a naopak (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 61–62).

Dorzální posun tibie oproti femuru je v 30° i 90° flexi primárně stabilizován pouze zadním zkříženým vazem – ligamentum cruciatum posterius (dále jen LCP). Rotace bérce nemají na stabilizační účinek LCP, který činí 95 %, žádný vliv (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 63).

1.3.1.2 Pasivní pohyby ve frontální rovině

Abdukce bérce je primárně stabilizována LCM, a to jak v plné extenzi, tak i v 25° semiflexi kolenního kloubu. Během pohybu z extenze do semiflexe stabilizační účinek LCM stoupá. Důvodem je pokles napětí a tím i stabilizačního účinku dorzální třetiny mediální části pouzdra (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 63).

Během lokomoce je koleno vystavováno abdukčnímu stresu opakovaně. Tělo se dostává do stavu určité nevyváženosti, kdy se naklání vůči stojnému kolenu a zvýrazňuje fyziologický úhel valgozity otevíráním mediální kloubní štěrbinu. Samotný stav nerovnováhy bez působení další zevní síly je LCM schopno kontrolovat bez vlastního poškození (Kapandji, 1987, s. 108).

Addukce bérce je primárně stabilizována vnějším postranním vazem – ligamentum collaterale laterale (dále jen LCL) – v plné extenzi i 25° semiflexi kolenního kloubu. Stabilizační účinek LCL stoupá s flexí tak, jak klesá stabilizační účinek zadní třetiny laterální části pouzdra (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 63). Obdobně jako v případě výše zmíněné abdukce je koleno během lokomoce vystavováno addukčnímu stresu v situacích, kdy se tělo naklání vůči stojnému kolenu tak, že vyrovnává fyziologický úhel valgozity a otevírá laterální kloubní štěrbinu. Také LCL disponuje schopností odolat stresu vycházejícímu z popsané nerovnovázné postury (Kapandji, 1987, s. 108).

Pasivní pohyby ve frontální rovině jsou sekundárně stabilizovány zkříženými vazy. Na stabilizaci abdukce v plné extenzi kolenního kloubu mají oba zkřížené vazy přibližně stejný účinek, v 25° semiflexi pak roste význam LCP. V sekundární stabilizaci addukce v plné extenzi kolenního kloubu převažuje účinek LCA, v 25° semiflexi pak mají oba zkřížené vazy stabilizační účinek přibližně stejný (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 63–64).

1.3.1.3 Pasivní stabilita kolenního kloubu z hlediska jednotlivých vazů

LCA primárně stabilizuje ventrální posun tibie oproti femuru, vnitřní rotaci bérce a hyperextenzi kolene. Sekundárně kontroluje působení valgózního a varózního stresu ve všech stupních flexe (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 64; Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 307).

LCP primárně stabilizuje dorzální posun tibie oproti femuru, sekundárně dukční pohyby bérce. LCM je primárním stabilizátorem při abdukci a zevní rotaci bérce, sekundárně stabilizuje přední posun tibie oproti femuru. LCL je primárním stabilizátorem při addukci bérce, jeho postavení v této funkci však není zcela výsadní. Funkci LCL značně podporují m. popliteus, tractus iliotibialis a ligamentum popliteum arcuatum. Jako sekundární stabilizátor se LCL uplatňuje při předním posunu tibie oproti femuru (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 64–65).

1.3.2 Systém svalových stabilizátorů

Svaly kolenního kloubu zajišťují svou kontrakcí aktivní pohyb v kloubu, zároveň jsou schopny aktivně stabilizovat kloub v určitém postavení. V obou případech dochází ke zvětšení tlakových sil působících na kloubní plochy, proto hovoříme o dvojím účinku svalů na kloubní stabilitu. Přímý účinek spočívá v aktivní kontrakci antagonistů daného pohybu. Nepřímým účinkem míníme zvětšení tlakových sil působících na kloubní plochy, což vede ke zvětšení jejich vzájemného kontaktu, a dále změnu napětí jednotlivých vazů pohybem v kloubu (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 65).

Svaly tedy svou činností mění a udržují postavení kolenního kloubu ve smyslu flexe a extenze. Jinak řečeno koordinací vzájemné činnosti flexorů a extenzorů kolenního kloubu dochází buď k pohybu v kloubu, nebo k jeho stabilizaci v určitém postavení. Svaly však stabilizují kolenní kloub také při pohybech pasivních, tedy při pohybech ve smyslu ventrálního a dorzálního posunu tibie oproti femuru, při dukčních a rotačních pohybech bérce. Stabilizace pasivních pohybů spočívá v tom, že svaly patřící funkčně mezi flexory či extenzory brání určitému pasivnímu pohybu (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 65, 67).

1.3.2.1 Pasivní pohyby v sagitální rovině

Ventrální posun tibie oproti femuru je kontrolován flexory kolenního kloubu. M. biceps femoris, m. semimembranosus a skupina pes anserinus společně táhnou proximální část tibie vzad a působí proto jako dynamičtí synergisté LCA, tedy brání ventrálnímu posunu tibie oproti femuru (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67). Oatis (2009, s. 776–7) uvádí, že hamstringy jako primární flexory kolenního kloubu snižují napětí LCA a tvoří významné doplnění jeho funkce. V LCA deficientnímoleni pak mohou mít hamstringy rozhodující substituční úlohu.

M. quadriceps femoris, m. gastrocnemius a m. popliteus kontrolují dorzální posun tibie oproti femuru. Kontrakce m. quadriceps femoris táhne proximální část tibie vpřed a současně tiskne patelu na kondyly femuru, čímž je tlačí dorzálně. Další dva zmíněné svaly dopomáhají tahem distální části femuru vzad. Z uvedeného vyplývá, že všechny tři svaly, avšak nejvíce m. quadriceps femoris, jsou dynamickými synergisty LCP a dorzální části pouzdra (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67). Význam úlohy m. popliteus v dynamické stabilizaci kolene vyzdvihuje Oatis (2009, s. 780), která popisuje jeho možnosti podpořit LCP jako schopnost působit proti dorzálnímu posunu tibie, addukčnímu a zevně rotačnímu stresu.

1.3.2.2 Pasivní pohyby ve frontální rovině

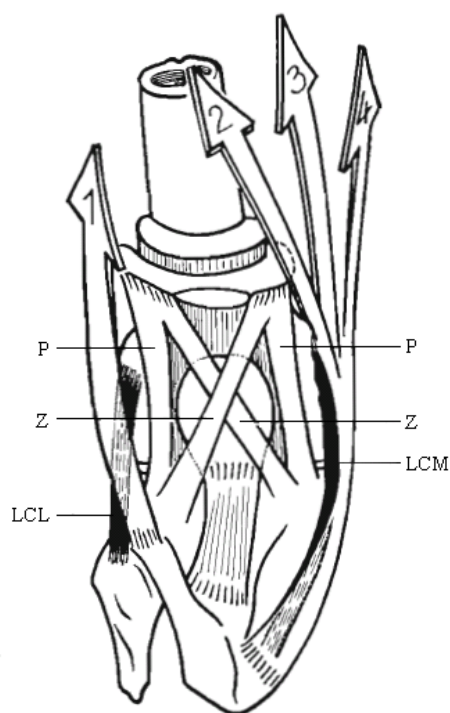
Dukční pohyby v kolenním kloubu vznikají pouze působením zevních sil, a to fyziologicky ve velmi malém rozsahu. Neexistují svaly schopné tyto pohyby vyvolat, avšak lidské tělo disponuje svaly schopnými je neutralizovat. Protože k poranění vazivového aparátu během dukčních pohybů dochází poměrně snadno, hraje v udržení laterolaterální stability kolenního kloubu významnou úlohu právě tato dynamická stabilizace (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67).

Proti patologickému rozsahu abdukce bérce působí m. vastus medialis, skupina pes anserinus, m. semimembranosus a mediální hlava m. gastrocnemius. Tyto svaly, probíhající po mediální ploše kolenního kloubu, jsou dynamickými synergisty LCM. Násilné abdukci zabraňují především při extenzi kolene (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67). Velice zajímavé je z tohoto pohledu uspořádání svalů skupiny pes anserinus (viz obr. 3, s. 21). Jedná se o tři dvoukloubové svaly, z nichž každý

vykazuje zvýšenou elektrickou aktivitu při abdukčním zatížení kolene, navíc je každý inervován jiným motorickým nervem. Toto unikátní uspořádání garantuje dostupnost dynamické stabilizace mediální strany kolene bez ohledu na postavení kyčle. Některý ze svalů skupiny pes anserinus je totiž vždy k dispozici poskytnout kolenu potřebnou podporu v působení proti abdukčnímu stresu (Oatis, 2009, s. 783).

Proti násilné addukci bérce působí dynamičtí synergisté LCL, ke kterým patří m. biceps femoris, m. vastus lateralis, m. popliteus a laterální hlava m. gastrocnemius (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67). Oatis (2009, s. 784) a Kapandji (1987, s. 108) se shodují, že za přítomnosti sil majících tendenci addukovat bérce zvyšuje svou aktivitu m. tensor fasciae latae, který cestou svého úponu k tractus iliotibialis zajistí stabilitu laterální strany kolene (viz obr. 3, s. 21).

Vliv mm. vasti na stabilitu kolene ve frontální rovině rozvádí Kapandji (1987, s. 108), který rozlišuje přímá a zkřížená vlákna jejich úponů (viz obr. 3, s. 21). Každý m. vastus tak cestou svých přímých úponových vláken brání rozevírání kloubní štěrbiny na své straně a díky zkříženým vláknům také na straně kontralaterální.



Obr. 3 – Přímá (P) a zkřížená (Z) úponová vlákna mm. vasti. Na obrázku je dále znázorněna úloha m. tensor fasciae latae (1), m. sartorius (2), m. semitendinosus (3) a m. gracilis (4) v udržení laterolaterální stability kolene. Převzato a upraveno dle Kapandjiho, 1987, s. 109.

1.3.2.3 Pasivní pohyby v transversální rovině

Vnitřní rotátory bérce – m. semimembranosus, skupina pes anserinus a m. popliteus – jsou dynamickými synergisty mediálních kapsulárních stabilizátorů a LCM, kontrolují zevní rotaci bérce. Zevní rotátory bérce – m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae – jsou dynamickými synergisty laterálních kapsulárních stabilizátorů a LCA, kontrolují vnitřní rotaci bérce (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67; Oatis, 2009, s. 780, 783).

1.3.2.4 Složky dynamické stabilizace kolenního kloubu

Kolenní kloub je dynamicky stabilizován především činností m. quadriceps femoris, m. biceps femoris, m. semimembranosus a činností skupiny pes anserinus. Tyto silné svaly kontrolují flexi, rotace i dukce. Jejich stabilizační účinek pro jednotlivé pohyby závisí především na postavení kolenního kloubu, proto rozlišujeme stabilizační složku dukční a stabilizační složku flekčně-rotační, které jsou přibližně stejně velké ve 45° flexi. V extenzi a na začátku flexe dosahuje maxima složka dukční. V plné extenzi je totiž páka dukce největší a zároveň rotační pohyby nemožné. Oba tyto parametry se mění s rostoucí flexí, a proto flekčně-rotační složka, která je v extenzi a na začátku flexe téměř nulová, dosahuje maxima v 90° flexi. V 90° flexi je naopak téměř nulová složka dukční (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67–68).

Dynamická stabilizace kolenního kloubu spočívá především v rovnovážné činnosti antagonistických svalových skupin. Nejčastějším důsledkem porušení této rovnováhy je poranění vazivových stabilizátorů. K většině vazivových poranění dochází v postavení kolenního kloubu mezi 30° a 60° flexe, kdy jsou všechny vazy jako celek nejméně napnuty a zároveň dochází k prudkému zvětšení rozsahu rotačních pohybů. Mechanismem poranění bývá nejčastěji násilná dukce a rotace. Právě v postavení mezi 30° a 60° flexe, v postavení kritickém pro zajištění stability vazivovým systémem, hraje významnou úlohu v zajištění stability kloubu a ochrany vazivových struktur systém svalových stabilizátorů. Umožňuje mu to rovnováha dukční a flekčně-rotační složky nastupující přibližně ve 45° flexi (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 67–68).

1.3.3 Systém stability daný kontaktem kloubních ploch

Vzájemný kontakt kloubních ploch se podílí na zajištění stability kolenního kloubu dvěma mechanismy. Prvním je tvar nezatížených kloubních ploch s menisky, druhým zvýšení jejich kongruence elastickou deformací kloubní chrupavky působením tlakových sil při zatížení. Tvar samotných kloubních ploch se na stabilitě nezatíženého kloubu podílí jen minimálně. O poznání významnější stabilizační účinek mají v nezatíženém kloubu menisky, po jejichž odstranění se zvyšuje rozsah pasivně prováděných rotací, ventrálních a dorzálních posunů tibie oproti femuru i dukčních pohybů bérce. Menisky zdravého kolenního kloubu mají mnohem větší význam pro stabilitu nezatíženého kloubu než zatíženého. Pokud však dojde k poranění vazů, a to zejména k poranění LCA, roste stabilizační význam menisků i v kloubu zatíženém. Elastická deformace chrupavky kloubních ploch při zatížení mění jejich tvar a zvyšuje vzájemný kontakt. S rostoucí kontaktní plochou se snižuje rozsah výše uvedených pasivních pohybů (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 68).

1.3.4 Dynamická stabilizace pately

Součástí flexe, resp. extenze je i pohyb ve femoropatelním skloubení, kde patela, klouzajíc distálně, resp. proximálně, sleduje střed interkondylického žlábků (Whiting, Rugg, 2006, s. 57). Směr jejího pohybu je kontrolován vyváženou činností všech hlav m. quadriceps femoris. M. rectus femoris a m. vastus intermedius probíhají centrální částí přední strany stehna a svůj tah za patelu uplatňují ve směru dlouhé osy femuru. Femur se od tibie odchyluje laterálně, proto má jejich proximální tah také laterální komponentu. Z podstaty svého průběhu působí na patelu obdobně i m. vastus lateralis. Ligamentum patellae pak táhne česku směrem distálním. Po složení uvedených sil převažuje laterální složka tahu, na jejíž velikost usuzujeme pomocí tzv. Q úhlu. Jedná se o úhel, který svírá přímka spojující spina iliaca anterior superior se středem pately a přímka vedená středem tuberositas tibiae a středem pately. Fyziologické rozmezí pro Q úhel se liší u mužů (10° až 15°) a žen (15° až 20°). Zvýšený Q úhel indikuje zvýšený laterální tah za patelu (Oatis, 2009, s. 772–3).

Q úhel vyjadřuje skutečnost, že aktivní kontrakce m. quadriceps femoris aplikuje laterální tah na patelu přitom, jak ji táhne proximálně a extenduje koleno. U zdravého

kolene jsou však tyto změny (laterální naklonění a změna kongruence kloubních ploch) vyjádřeny jako pouhá tendence. Ke skutečné laterální deviaci pately nedochází díky působení tří systémů stabilizace. První pasivní zdroj ochrany tvoří rozšířený povrch laterálního kondylu femuru, o který se patela při laterálním pohybu zarazí. Rovněž mediální retinaculum poskytuje pasivní odpor laterální deviaci česky. Třetí systém nabízí dynamickou ochranu prostřednictvím m. vastus medialis. Zejména uspořádání vláken m. vastus medialis obliquus, která probíhají téměř přesně mediolaterálním směrem a upínají se přímo na patelu, předurčuje pro optimální stabilizační působení (Oatis, 2009, s. 772–3).

1.3.5 Celková stabilita kloubu

Aby byl kolenní kloub stabilní v klidu i během pohybu, musí výslednice zevních a vnitřních sil působících na kloub směřovat kolmo na tibiální plató. V opačném případě dojde k dislokaci artikulujících kostí ve směru výsledné síly a tím k destabilizaci kloubu s hrozícím poraněním. Proces stabilizace kolenního kloubu, to znamená velikost a orientaci výsledné síly, může aktivně ovlivnit pouze činnost jednotlivých svalů a jejich koordinace (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 68–69).

Na celkové stabilitě kloubu se podílejí všechny tři výše uvedené stabilizační systémy – vazy, svaly, kontakt kloubních ploch. Důležitá je vzájemná koordinace jejich činnosti. Koordinaci mezi účinkem vazů a svalů zajišťuje neuromuskulární reflex prostřednictvím proprioceptorů uložených především v kloubním pouzdru a zkrřížených vazech. K jejich podráždění dochází jak při pohybu, tak při působení zevních sil. Informace z tohoto podráždění o postavení kloubu, pohybu kloubu a napětí vazů putují senzitivními nervovými vlákny do centrálního nervového systému (dále jen CNS), kde jsou zpracovány. CNS potom vysílá motorickými nervovými vlákny pokyny svalům, které vyvinou takovou aktivitu, aby zajistily fyziologickou činnost kloubu bez jeho poškození. Tento ochranný reflex trvá přibližně 330 ms. U některých pohybových činností však působí na kloub zevní síly mnohem větší rychlostí, takže reflex nestihne proběhnout a dojde k poranění. Koordinace mezi svaly a kontaktem kloubních ploch je jednoduchá. Zvýšená svalová aktivita vede ke zvýšení tlaku na kloubní plochy a tím ke zvýšení jejich vzájemného kontaktu. Také změna napětí

jednotlivých vazů během pohybu iniciuje změnu tlakových poměrů na kloubních plochách (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 69).

Při klinickém testování stability kolenního kloubu vlastně vyšetřujeme laxitu vazivového aparátu a na stabilitu, či nestabilitu kolenního kloubu usuzujeme pouze nepřímo. Tyto testy totiž neposkytují informace o tom, zda je kloub stabilní při zátěži. I kloub se zvýšenou laxitou může být za dynamických podmínek stabilní (Bartoníček in Čech, Sosna, Bartoníček, 1986, s. 70).

1.4 Dynamická kontrola kolenního kloubu v průběhu stojné fáze kroku

Na kontrole kolenního kloubu během krokového cyklu se podílí 14 svalů. Jejich cílem je zajistit stabilitu a pohyb kloubu, ale také být v klidu pokaždé, když je třeba šetřit energii (Perry, Burnfield, 2010, s. 88).

1.4.1 Počáteční kontakt

První 2 % krokového cyklu zaujímá fáze prvotního kontaktu končetiny se zemí. V okamžiku, kdy pata kontaktuje podložku, se koleno zdá být plně extendováno (5° flexe). Uplatňují se přitom dva extenční mechanismy. Prvním je vektor reakční síly podložky probíhající ventrálně od osy kolenního kloubu. Druhým je aktivní svalová kontrola, na které participují mm. vasti a horní porce m. gluteus maximus tahem za tractus iliotibialis (Perry, Burnfield, 2010, s. 93). Kontrakce extensoru kyčle pomáhá extenzi kolene i tím, že zpomaluje dopředný pohyb femuru (Boakes, Rab in Rose, Gamble, 2006, s. 112). Současná nízká aktivita hamstringů poskytuje ochranný flekční moment bránící hyperextenzi kolene (Perry, Burnfield, 2010, s. 93). Oatis (2009, s. 777) uvádí, že hamstringy jsou během chůze nejvíce aktivní právě na přechodu švihové a stojné fáze, kdy zpomalují extenzi kolenního kloubu a pomáhají extenzi v kloubu kyčelním.

Ve fázi iniciálního kontaktu začíná končetina zpomalovat pohyb těla, čehož docílí současnou aktivitou kolenních flexorů a extensorů. Tato aktivita stabilizuje kolenní kloub a správně ho umístí v prostoru (Boakes, Rab in Rose, Gamble, 2006, s. 111–2).

1.4.2 Reakce na zatížení

Na počáteční kontakt paty plynule navazuje reakce dolní končetiny na zatížení, která probíhá od 2 % do 12 % krokového cyklu. Rychlé tempo přenosu tělesné hmotnosti na končetinu naruší stabilní extenční postavení kolene a zahájí kolenní flexi. Valivý pohyb paty posouvá tibii vpřed rychleji, než může postupovat femur, což vede kolenní kloub před vektor reakční síly podložky. Tato situace si vyžaduje vznik

extenčního momentu pro stabilizaci kolene. Pohotová odpověď mm. vasti omezí flexi na přibližně 20°. Svou excentrickou aktivitou flexi zmírňují či zpomalují, zcela ji však nezastaví. Tento proces poslouží absorpci otřesu a zabrání kolapsu kolene (Perry, Burnfield, 2010, s. 93–94). Extenční mechanismus je také podpořen excentricky kontrolovanou plantiflexí hlezna, která přemísťuje kontaktní bod končetiny vpřed a stejným směrem posouvá i vektor reakční síly podložky (Boakes, Rab in Rose, Gamble, 2006, s. 112). Zhoupnutí paty tedy přesměruje část síly, která při dopadu vzniká, do svalové kontrakce m. quadriceps femoris a tím chrání kolenní kloub před škodlivým účinkem této síly. Aktivita hamstringů, jejichž hlavním úkolem je ochrana před hyperextenzí během počátečního kontaktu, mezitím plynule klesá (Perry, Burnfield, 2010, s. 93–94).

Druhým mechanismem absorpce otřesu, který má vliv na stabilitu kolene, je everze zadní části chodidla v rané fázi stoje, iniciující vnitřní rotaci tibie vůči femuru. Nadměrné rotaci v kloubu brání zevně rotační tah m. tensor fasciae latae a m. biceps femoris, ke kterému dochází v rámci reakce na zatížení během opory o patu. Ve frontální rovině působí abdukční moment jako odpověď na prudké odlehčení a poklesnutí opačné strany těla. Protitah pro stabilizaci kolene ve frontální rovině poskytuje tractus iliotibialis (Perry, Burnfield, 2010, s. 93–94).

1.4.3 Střední stojná fáze

Střední stojná fáze zahrnuje časový úsek mezi 12 % a 31 % krokového cyklu. Pro stabilní stoj je optimálním postavením kolenního kloubu extenze, které je dosaženo v několika krocích. Na počátku generují mm. vasti malou dávku síly pro posun femuru nad již stabilní tibií, čímž docílí snížení kolenní flexe na 15°. Poté, tedy asi v polovině střední stojné fáze, aktivita m. quadriceps femoris ustává. Následuje pasivní snižování kolenní flexe stojné končetiny prostřednictvím pohybové energie produkované kontralaterální švihovou končetinou, přičemž stojný hlezenní kloub se v tomto okamžiku nachází v dorzální flexi a excentrická aktivita m. soleus zpomaluje posun tibie vpřed. Femur se tedy pohybuje rychleji. Koleno přechází do extenze, hlezno do dorziflexe, masa těla se pomalu pohybuje vpřed a vektor reakční síly podložky se dostává do blízkosti osy kolenního kloubu. V polovině středního stoje se vektor reakční síly a osa kolenního kloubu ocitají na jedné přímce. V dalším průběhu

se vektor reakční síly posouvá před střed kolenního kloubu, čímž zajistí extenční postavení kolene. Hyperextenzi brání vazivové struktury zadní části kloubního pouzdra (Perry, Burnfield, 2010, s. 95). Boakes a Rab (in Rose, Gamble, 2006, s. 112) v této souvislosti hovoří o jakési vazbě sil vycházející se současné plantární flexe hlezna a extenze kolene, přičemž plantiflexi reprezentuje excentrická kontrakce m. soleus. Uvedená vazba sil umožňuje koleni zůstat v extenzi bez nutnosti svalové akce m. quadriceps femoris.

Během střední stojné fáze přetrvává abdukční moment v kolenním kloubu na nižší úrovni. Vertikální projekce těžiště těla do podložky se během středního stoje posune o 2 cm laterálně, zatímco chodidlo je od střední čáry vzdáleno 4 cm. Těžiště těla tudíž neurazí dostatečnou vzdálenost, aby spočinulo přímo nad oporou chodidla, a vektor působení tělesné hmotnosti zůstává při mediálním okraji kolene, což zvyšuje zatížení mediálního kompartmentu. Navzdory této zřejmé asymetrii sil, žádný z laterálně uložených svalů, které přímo působí na koleno, nezůstává ve středním stoji aktivní. Dostupným zdrojem laterální stability je napětí iliotibiálního traktu vyvolané abduktory kyčle (Perry, Burnfield, 2010, s. 95).

1.4.4 Konečný stoj

31 % až 50 % krokového cyklu zaujímá fáze konečného stoje. Femur pokračuje v postupu přes stabilní tibií a kolenní flexe se snižuje na minimum, dosažitelné u stojné postury (5° flexe), k čemuž dojde asi v polovině terminálního stoje (39 % cyklu). V tomto okamžiku již pata není v kontaktu s podložkou a valivý pohyb přední části chodidla usnadní pád vektoru reakční síly před hlavičky metatarzů. Tento extenční mechanismus může potenciálně vyvolat hyperextenzi kolene, dostupnou ochrannou však disponují dorzálně uložené svaly. M. popliteus začíná v této chvíli svou aktivitu zvyšovat, zatímco m. gastrocnemius je již silně kontrahován v roli stabilizátoru hlezna. Zhruba u jedné třetiny populace se v průběhu konečného stoje aktivuje krátká hlava m. biceps femoris jako další možná ochrana před hyperextenzi kolene (Perry, Burnfield, 2010, s. 96; Oatis, 2009, s. 780).

Dosažení maximální stojné extenze je téměř okamžitě vystřídáno opětovnou flexí, k tomu přispívá několik faktorů. Stabilita tibie se ztratí, jakmile vektor reakční síly mine hlavičky metatarzů a kolenní kloub postoupí před něj. Také dorzálně uložené

svaly, které původně bránily hyperextenzi (m. popliteus, m. gastrocnemius, krátká hlava m. biceps femoris), zahajují flexi kolene v okamžiku zvednutí paty a posunu kolenního kloubu směrem k vektoru reakční síly. Během druhé poloviny konečného stoje navíc tibie rotuje vůči femuru přibližně o 1° dovnitř, což je dalším mechanismem odemčení kolene. Na konci terminálního stoje je kolenní kloub v 10° flexi (Perry, Burnfield, 2010, s. 96; Oatis, 2009, s. 780).

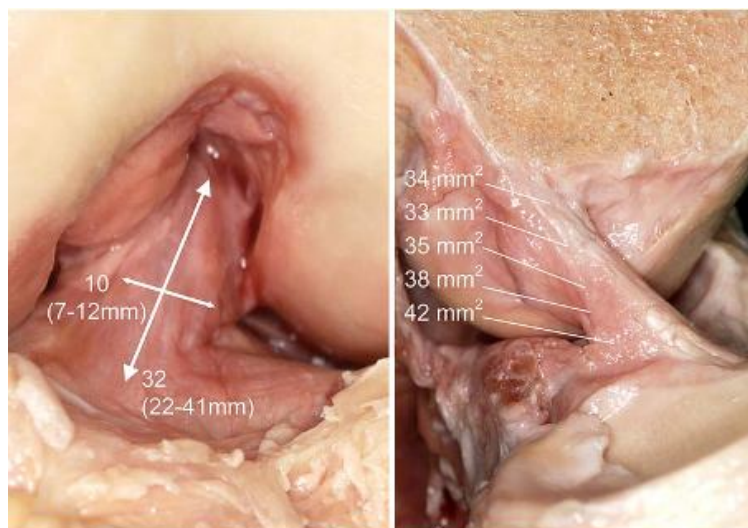
1.4.5 Předšvihová fáze

Mezi 50 % a 62 % krokového cyklu se odehrává předšvihová fáze stoje. Rychlé tempo přenosu tělesné hmotnosti, které následuje po iniciálním kontaktu kontralaterální končetiny, snižuje zatížení prstů při jejich odvalu. Se ztrátou stability chodidla postupuje tibie volně vpřed. Její pohyb spojený se zvedáním paty je akcelerován reziduálním napětím nedávno silně aktivních plantárních flexorů. Koleno je tak volné pro pasivní pád do flexe, zároveň se aktivují přímé flexory kolenního kloubu – m. popliteus, m. gracilis a m. sartorius. Působením těchto dvou faktorů se koleno dostává do 40° flexe, která připraví končetinu na snadný „*clearence*“ prstů během švihu (prsty minou podložku v bezpečné vzdálenosti). Příliš rychlý nástup kolenní flexe kontroluje m. rectus femoris, který současně zpomaluje nadměrnou flexi kolene a zahajuje flexi kyčle (Perry, Burnfield, 2010, s. 97).

1.5 Poranění předního zkříženého vazů

1.5.1 Anatomie předního zkříženého vazů

Duthon (2006, s. 204) popisuje LCA jako pruh husté pojivové tkáně, který směřuje od femuru k tibii, zatímco podle Amyho a Michea (in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 307) vychází vaz z široké tibiální báze a upíná se k femuru. Průměrná délka LCA v extendovaném kolenu se pohybuje okolo 32 mm, šířka okolo 10 mm (viz obr. 4, s. 30). Na průřezu má LCA nepravidelný tvar, který se mění s úhlem flexe a má větší předozadní rozměr. Ve směru od femuru k tibii roste velikost průřezu (viz obr. 4, s. 30). Mikrostrukturu LCA tvoří kolagenní vlákna převážně typu I a amorfni mezibuněčná hmota obsahující proteiny, glykoproteiny, elastické systémy a glykosaminoglykany (Duthon, 2006, s. 204–5). Cévní zásobení zajišťuje arteria media genus přicházející z arteria poplitea. Nervové zásobení pochází ze zadních kloubních větví nervus tibialis (Duthon, 2006, s. 204; Čihák, 2001, s. 306; Bowditch, 2001, s. 250).



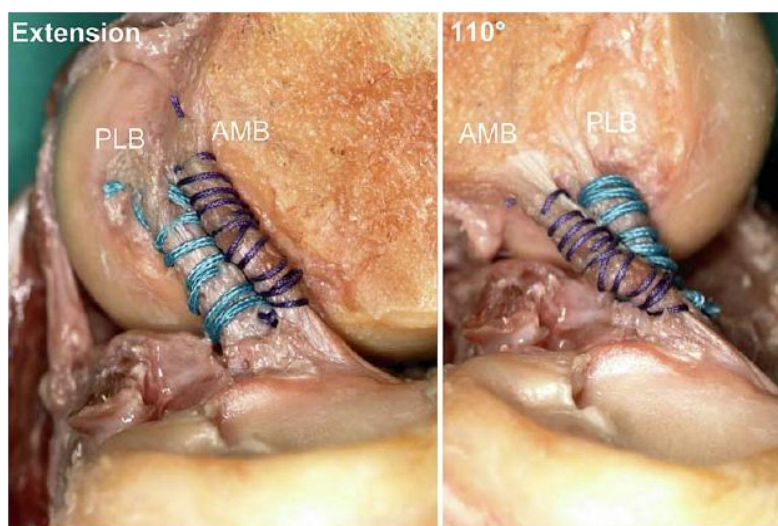
Obr. 4 – Rozměry předního zkříženého vazů. Vlevo pohled do dutiny levého kolenního kloubu zepředu, znázornění průměrné délky a šířky LCA. Vpravo náhled z mediální strany, zobrazení měnící se velikosti a tvaru průřezu LCA. Převzato a upraveno dle Duthonové, 2006, s. 205.

Přestože je LCA uloženo intraartikulárně, v celém svém průběhu zůstává strukturou extrasynoviální – v jeho bezprostředním okolí se za fyziologických okolností nenachází synoviální tekutina. Tomu brání krytí LCA záhybem synoviální

membrány podobné mesenteriu, které inkompletně rozděluje kolenní kloub v sagitální rovině. Protože tato tenká vaskularizovaná vrstva vyživuje celý vaz, má LCA oproti kolaterálním ligamentům krytým silnou vaskularizovanou vrstvou měkké tkáně omezený léčebný potenciál (Duthon, 2006, s.205; Bowditch, 2001, s. 249–250; Lee, 1996, s. 1433).

Femorální uchycení vazů dlouhé 11–24 mm a tvarované do vertikálně postaveného půlkruhu se nachází v zadní části vnitřního povrchu laterálního kondylu femuru. Odtud běží LCA ventrálně, distálně a mediálně ke svému tibiálnímu úponu, kterým je jamka umístěná anterolaterálně vůči tuberculum intercondylare mediale. LCA tedy zaujímá laterální aspekt středního kompartmentu kloubní dutiny (Duthon, 2006, s. 205).

LCA je uspořádáno do dvou hlavních svazků, pojmenovaných podle lokalizace jejich připojení k tibií. Anteromediální svazek se prodlužuje a napíná při flexi, tím brání nadměrnému přednímu posunu tibie vůči femuru. Posterolaterální svazek se naopak prodlužuje a napíná během extenze a kontroluje tak vnitřně-rotační zatížení (Woo, 2006, s. 3; Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 307). V sagitální rovině extendovaného kolene probíhají oba svazky rovnoběžně. Během flexe dochází k lehké rotaci vazů jako celku kolem jeho podélné osy a anteromediální svazek se začíná ovíjet kolem zbytku ligamenta (viz. obr. 5, s. 31) (Duthon, 2006, s.205–6).



Obr. 5 – Anteromediální (AMB) a posterolaterální (PLB) svazek předního zkříženého vazů. Pohled na levý kolenní kloub z mediální strany. Vlevo je zobrazen rovnoběžný průběh obou svazků v extenzi. Vpravo zaujímá kolenní kloub 110° flexi a AMB se ovíjí okolo zbytku ligamenta. Převzato a upraveno dle Duthonové, 2006, s. 206.

1.5.2 Mechanismus poranění

Vazivový aparát kolenního kloubu bývá nejčastěji poraněn působením nepřímého násilí. Přímý mechanismus se uplatňuje také, ale v menší míře. Až v 70 % případů se jedná o sportovní úrazy (Dungl, 2005, s. 961).

Přední zkřížený vaz může být poraněn izolovaně, a to nepřímým mechanismem násilné vnitřní rotace bérce během konečné fáze pohybu do extenze. Poškození LCA však také figuruje jako součást komplexnějších poranění kolenního kloubu, která lze rozdělit na:

1. Mediální nestability – spojením násilné abdukce a zevní rotace bérce či působením přímého násilí na zevní stranu kloubu dochází nejdříve k poškození LCM, kloubního pouzdra a menisků. Při působení déletrvajícího nebo většího násilí dochází k poranění LCA, ev. obou zkřížených vazů.
2. Laterální nestability – současně působící nadměrná addukce a rotace bérce či přímé násilí proti vnitřní straně kloubu vyvolávají nejprve poškození LCL, kloubního pouzdra a menisků. Vlivem pokračujícího násilí jsou poškozeny zkřížené vazy a posterolaterální komplex.
3. Hyperextenzní nestability – mechanismem násilné hyperextenze vznikají vzácná, avšak závažná poranění, která podle stupně intenzity působícího násilí postihují zadní část kloubního pouzdra, jeden nebo oba zkřížené vazy a menisky (Dungl, 2005, s. 961–2).

Amy a Micheo (in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 307) popisují mechanismy poranění LCA z trochu jiného úhlu. K úrazu LCA podle nich běžně dochází při aktivitách, které vyžadují komplexní pohyby jako jsou rychlé změny směru pohybu či otočky. Zranění je pak obvykle výsledkem náhlého zpomalení během těchto vysokorychlostních pohybů, které vyžaduje silnou kontrakci m. quadriceps femoris. Dalším mechanismem poranění může být valgózní stres, hyperextenze a zevní rotace jako při přistání z výskoku, nebo nadměrná vnitřní rotace spojená s varózním či hyperextenčním stresem.

1.5.3 Klinický obraz

Akutní i opakované poranění LCA se projevuje bolestí, okamžitým otokem a omezeným rozsahem pohybu. Zranění může být doprovázeno slyšitelným prasknutím (tzv. „pop“ fenomén). V případě akutního úrazu mívají pacienti velké bolesti a potíže s chůzí. Chronický deficit LCA popisují pacienti jako opakující se epizody kolenní instability spojené s otokem a omezením pohybu. Epizoda nestability probíhá pod obrazem „vypadnutí kolene“ (tzv. „giving way“ fenomén) či blokády kolene (tzv. „locking“ fenomén). Pacienti nezhledka udávají staré zranění kolenního kloubu, které nebylo rehabilitováno (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 307).

1.5.4 Diagnostika

Diagnostika ruptury LCA se v první řadě opírá o klinické vyšetření, které je považováno za senzitivní i specifické a jeho výsledky korelují s nálezy artroskopických revizí. Klinik by měl sledovat asymetrie, palpovat citlivá místa, měřit aktivní a pasivní rozsah pohybu a dokumentovat svalovou atrofii. Před hodnocením samotné integrity LCA by měl vyloučit patelární instabilitu provedením testu obavy, posoudit stav kolaterálních vazů pomocí abdukčního a addukčního testu v plné extenzi a 30° flexi, vyšetřit menisky palpací kloubní štěrbiny a provedením McMurrayova testu. Poté přistupuje k testování LCA. Klíčovým testem v hodnocení jeho integrity u pacientů s akutním poraněním je Lachmanův test. Další důležitý diagnostický prostředek akutní fáze představuje laterální pivot shift manévr (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 307–8). Dugl (2005, s. 966) uvádí, že hodnocení pivot shift testu u akutní ruptury LCA ztěžují až znemožňují bolest, otok a ochranný svalový spazmus. Pokud pacientův stav umožní flektovat koleno do 90° (většinou jen u chronických a opakujících se poranění), měl by být proveden také přední zásuvkový test. Velmi důležité je dokončit vyšetření provedením zadního zásuvkového testu pro zhodnocení celistvosti LCP, jelikož jeho ruptura spojená se zadní subluxací tibie může vyvolat falešně pozitivní výsledek předního zásuvkového testu. Neurologický nález včetně svalové síly, citlivosti a reflexů bývá nezměněn, ačkoliv se může objevit

související svalová slabost (zejména kolenních extenzorů) kvůli bolesti či inaktivitě (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 307–8).

Ze zobrazovacích metod využíváme v diagnostickém procesu poranění měkkých struktur kolenního kloubu prostý rentgenový snímek a magnetickou rezonanci. Rentgenové zobrazení je nezbytné pro vyloučení intraartikulárních fraktur, volných tělísek a artrotických změn (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 309). Pro poranění LCA svědčí avulzní fraktura laterálního kondylu tibie (Dungl, 2005, s. 966). U akutních poranění může být indikována také magnetická rezonance, která zkřížené vazy zobrazí velmi dobře, avšak pro stanovení diagnózy není obvykle potřeba. Spíše se využívá pro diagnostiku přidružených poranění jako pohmoždění chrupavky a subchondrální kosti, trhliny menisků a postranních vazů. Magnetická rezonance tak pomáhá v plánování léčby kombinovaných poranění (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 309; Dungl, 2005, s. 966). Ahn (2010, s. 1001) vyzdvihuje její význam také v případě bolestí komplikovaného klinického vyšetření akutního úrazu. Ke stanovení výše uvedených přidružených poranění lze využít také artroskopii (Dungl, 2005, s. 966).

Jak bylo uvedeno (viz oddíl 1.5.3, s. 33), klinickým příznakem poranění LCA bývá časný otok kolenního kloubu. V takovém případě může být indikována punkce, která často prokáže přítomnost hemartrózu a podpoří tak diagnózu ruptury LCA (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 311).

1.5.5 Léčba

Bezprostředně po úrazu ordinujeme relativní klid, ledování, kompresi, polohování ve zvýšené poloze a analgetickou nebo protizánětlivou medikaci. Mnoho pacientů profituje v úvodní fázi léčby z použití imobilizující kolenní ortézy a odlehčení na berlích. Přílišná náplň kloubu a z ní plynoucí bolestivost a omezení pohybu může být indikací pro provedení punkce kolenního kloubu. Pro vedení terapie je nezbytné stanovení přesné diagnózy a přítomnosti přidružených poranění, která mohou vyžadovat okamžité operační řešení. Patří k nim fraktury chrupavky a subchondrální kosti, trhliny menisků či poranění kapsulárních struktur. Obecně lze říci, že absence přidružených poranění dovoluje vést léčbu v akutní fázi konzervativně s časně zahájenou rehabilitací (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 309).

Další průběh léčby se odvíjí od mnoha faktorů včetně věku pacienta, úrovně jeho aktivity, přítomnosti přidružených poranění, stupně nestability. Roli hraje také motivace pacienta k návratu ke sportovním aktivitám vyžadujícím schopnost akcelerace, decelerace a rychlých změn směru. Můžeme pokračovat v konzervativním vedení terapie, nebo zvolit operační léčbu. Není nutné odeslat pacienta k operaci bezprostředně po úrazu, zpravidla vyčkáváme odeznění traumatické synoviality – ústupu otoku, obnovení plného rozsahu pohybu a funkce m. quadriceps femoris. Operační zákrok v období akutního zánětu zvyšuje riziko vzniku artrofibrózy. Pokud jsou přítomna přidružená poranění vytvářející mechanické překážky nebo v případě elitního sportovce, měla by být chirurgická léčba zvážena hned, jakmile pomine prvotní zánětlivá fáze, v ostatních případech by měl lékař k operaci odeslat ve chvíli, kdy pacient dospěje k rozhodnutí (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 309–310; Dungal, 2005, s. 966).

Chirurgické řešení není obecně indikováno u starších pacientů, kteří netrpí opakovanými epizodami instability a úroveň jejich sportovní či pracovní aktivity je nízká. Operační rekonstrukci LCA naopak indikujeme u mladších pacientů a pacientů s vysokým stupněm aktivity, kteří jsou opakovaně vystaveni příznakům nestability ať už během běžných denních činností, rekreačního nebo závodního sportu, nemluvě o přítomnosti přidružených poranění (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 309–310, 312).

1.5.5.1 Rehabilitace

Řízená rehabilitace je součástí léčebného procesu ruptury LCA od samého začátku. Zaměřuje se na snižování bolesti, obnovu plného pohybu, korekci deficitu svalové síly, dosažení svalové balance a navrácení pacienta na původní úroveň jeho aktivity bez manifestace symptomů. Pacient, který neprodělal rekonstrukci, přichází k rehabilitaci buď po akutním, nebo opakovaném úrazu. V případě akutně poraněného kolene je prvořadým zájmem ochrana sekundárních stabilizátorů a rehabilitační postup závisí na rozsahu přidružených poranění. I pacienti s opakovaně nestabilním kolenem z procesu rehabilitace profitují. Hlavním cílem je v tomto případě redukovat epizody instability. Rehabilitační program sestává z akutní, zotavovací a funkční fáze (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 310).

Akutní fáze

V popředí léčebného zájmu akutní fáze stojí hojení poraněné tkáně a eliminace klinických příznaků. Cílem je redukce bolesti a zánětu, obnovení nebolestivého rozsahu pohybu, prevence svalové atrofie a udržení celkové kondice. Tato fáze může trvat 1 až 2 týdny. K terapeutickým prostředkům patří kryoterapie a elektrická stimulace, aktivní asistovaná flexe a extenze, statické cvičení m. quadriceps femoris a hamstringů, rotoped a cvičení v bazénu, chůze o berlích (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 310).

Zotavovací fáze

Zotavovací fáze se zaměřuje na dosažení plného nebolestivého rozsahu pasivního i aktivního pohybu, vyvážené síly hamstringů a m. quadriceps femoris, zlepšení jejich funkce a dosažení svalové balance, obnovení pružnosti a propriocepce. V této fázi také zahajujeme sportovní trénink, který má být asymptomatický a má řešit funkční deficit projevující se jako neschopnost běhat nebo skákat. Tato fáze může trvat od 2 do 8 týdnů po úrazu. Léčebná intervence využívá povrchové teplo, pulzní ultrazvuk, elektrickou stimulaci, dynamické posilování dolní končetiny, cvičení pružnosti, cvičení v uzavřených kinematických řetězcích ve všech rovinách, rotoped pro udržení celkové kondice a postupný návrat ke sportovní činnosti s funkční ortézou (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 310).

Funkční fáze

V průběhu funkční fáze rehabilitačního programu chceme docílit úplné eliminace klinických příznaků, fyziologické mechaniky běhu a skoků, fyziologického zapojování kinetických řetězců a plné účasti na sportovním tréninku. Trvání funkční fáze je od 8 týdnů do 6 měsíců po úrazu. Terapeutický vstup zahrnuje zvyšování síly a vytrvalosti dolních končetin, kvality neuromuskulární kontroly a všeobecné pružnosti. Rehabilitace využívá uzavřené i otevřené kinematické řetězce, diagonální a 3D pohyby, plyometrii a proprioceptivní trénink, řešící specifický funkční deficit jednotlivce. Program by měl být kontinuální s hlavním cílem prevence opakovaných poranění a bezpečného návratu ke sportovní činnosti (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 310).

Pro pacienty, kteří dokončí rehabilitační program a jsou ochotni omezit úroveň sportovní aktivity vyžadující náhlé změny směru a rychlosti, je funkční prognóza pro aktivity denního života dobrá. Pro sportovní činnost je doporučeno využití funkčních ortéz, které mohou redukovat symptomy instability (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 310–311).

1.5.6 Důsledky a komplikace

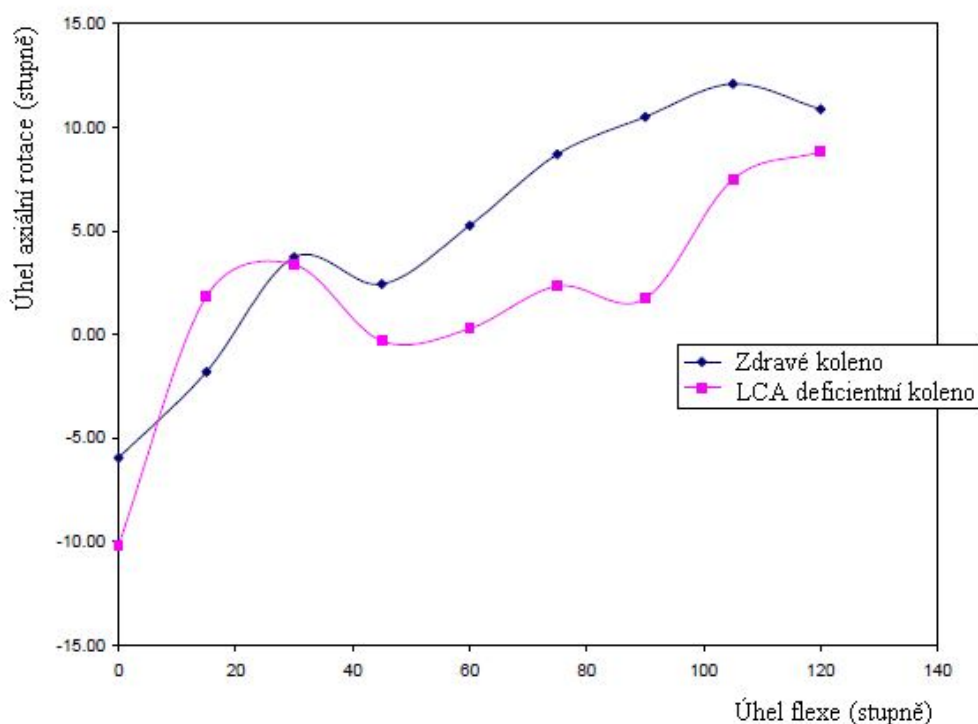
Prodělané poranění LCA může zanechat dlouhodobé důsledky v podobě funkčního deficitu, ale i strukturálních změn. Funkční omezení zahrnuje snížení pohyblivosti kolenního kloubu, svalovou slabost a bolest. Objevují se opakované subluxace kolenního kloubu. Narušena je tak zpočátku především účast na náročných sportech vyžadujících otočky, skoky, náhlé změny směru a rychlosti jako je basketbal, fotbal, tenis a volejbal. Později může instabilita kolene vyústit ve zvýšenou laxitu vaziva vedoucí až k omezení aktivit denního života jako je chůze ze schodů nebo změny směru během chůze. K významným změnám životního stylu mohou vést také strukturální změny kolenního kloubu. Opakující se epizody přední a rotační instability vedou k poškození dalších struktur jako jsou menisky, sekundární vazivové stabilizátory a kloubní chrupavka. U řady pacientů pak dochází k předčasnému rozvoji osteoartrózy (Amy, Micheo in Frontera, Silver, Rizzo, 2008, s. 308–9, 312).

1.5.6.1 Kinematika kolenního kloubu s lézí předního zkříženého vazy

Během pohybu z 0° do 120° flexe dochází fyziologicky k celkovému zadnímu posunu laterálního kondylu femuru, který je kombinací čistého přímočarého předozadního posunu femuru a jeho rotace vůči tibii, a to zhruba o 21 mm. Mediální kondyl mění svou pozici jen minimálně, zhruba o 2 mm. LCA deficientní koleno naproti tomu vykazuje zvýšený posun mediálního kondylu, ten se v průměru posune o 5 mm. Velikost zadního posunu laterálního femorálního kondylu takového kolene pak činí průměrně 17 mm. U zdravého kolene vykoná laterální kondyl většinu translačního pohybu během prvních 75° flexe, zatímco u LCA deficientního kolene již v prvních 30° (Dennis, 2005, s. 246–8).

Dorzální posun femuru po tibii není v průběhu flexe vždy plynulý. Kolem 60° flexe dochází u zdravých i LCA deficientních kolen k malému množství paradoxních předních posunů. U zdravého kolene jich však probíhá mnohem více pod mediálním kondylem, kdežto kolenní kloub stížený lézí LCA vykazuje jejich maximum pod laterálním kondylem (Dennis, 2005, s. 246–8).

LCA deficientní koleno vykazuje v prvních 30° flexe vzor axiální rotace podobný zdravému kolenu – s rostoucí flexí rotuje tibie dovnitř. S dalším zvyšováním flexe však dochází ke kolísání hodnot rotace až k záporným číslům (viz obr. 6, s. 38) (Dennis, 2005, s. 246–8).



Obr. 6 – Porovnání vzoru axiální rotace femuru vůči tibii během kolenní flexe u zdravého a LCA deficientního kolene. Převzato a upraveno dle Dennise, 2005, s. 250.

2 CÍLE, VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Práce si klade za cíl porovnat strategii svalové kontroly kolenního kloubu s insuficientním předním zkříženým vazem během přímých a jim ekvivalentních střížných dynamických aktivit. Komparace proti sobě staví přímé provedení bez změny směru pohybu a střížné provedení vyžadující náhlou změnu směru pohybu na stranu LCA deficientní končetiny. Vybrané aktivity zahrnují rovinnou chůzi, přechod přes schod a sestup ze schodu.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

2.2.1 Vědecká otázka č. 1

Jaký je rozdíl v aktivitě vybraných svalů kolenního kloubu během stejné fáze LCA deficientní končetiny při provedení přímočaré rovinné chůze a rovinné chůze s náhlou změnou směru pohybu na stranu LCA deficientní končetiny?

H₀₁

Průměrná hodnota amplitudy m. vastus lateralis během stejné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₂

Průměrná hodnota amplitudy m. vastus medialis během stejné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₃

Průměrná hodnota amplitudy m. biceps femoris během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₄

Průměrná hodnota amplitudy m. soleus během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

2.2.2 Vědecká otázka č. 2

Jaký je rozdíl v aktivitě vybraných svalů kolenního kloubu během stojné fáze LCA deficientní končetiny při přímém přechodu přes schod a přechodu s náhlou změnou směru pohybu na stranu LCA deficientní končetiny?

H₀₅

Průměrná hodnota amplitudy m. vastus lateralis během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₆

Průměrná hodnota amplitudy m. vastus medialis během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₇

Průměrná hodnota amplitudy m. biceps femoris během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₈

Průměrná hodnota amplitudy m. soleus během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

2.2.3 Vědecká otázka č. 3

Jaký je rozdíl v aktivitě vybraných svalů kolenního kloubu během stojné fáze LCA deficientní končetiny při přímém sestupu ze schodu a sestupu s náhlou změnou směru pohybu na stranu LCA deficientní končetiny?

H₀₉

Průměrná hodnota amplitudy m. vastus lateralis během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₁₀

Průměrná hodnota amplitudy m. vastus medialis během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₁₁

Průměrná hodnota amplitudy m. biceps femoris během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

H₀₁₂

Průměrná hodnota amplitudy m. soleus během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.

3 METODA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika souboru

S nabídkou účasti na studii byli osloveni ambulantní pacienti Traumatologického oddělení a Ortopedické kliniky FN Olomouc, kteří vyhověli následujícím kritériím: jednostranná léze LCA ověřená klinicky, snímky magnetické rezonance nebo artroskopicky bez současné rekonstrukce, následná konzervativně vedená terapie, doba od úrazu maximálně 1 rok, absence jiného strukturálního poškození dolních končetin včetně poranění dalšího kolenního vazů, opravitelného poškození menisku, defektu kloubní chrupavky. Studie se zúčastnilo 10 subjektů, 8 mužů a 2 ženy. Průměrný věk účastníků byl $34,9 \pm 8,7$ let, průměrná hodnota Body Mass Index činila $26,5 \pm 4,8$. V době měření neuplynul od zranění žádného z probandů více než jeden rok, průměrná doba činila $5,8 \pm 3,2$ měsíce. U poloviny subjektů byla zraněná dolní končetina zároveň končetinou dominantní. Úroveň své sportovní aktivity označili 2 účastníci jako výkonnostní s denním tréninkem, 7 účastníků jako rekreační při průměrné frekvenci provozování dvakrát týdně, 1 proband se sportu nevěnuje vůbec. Funkční schopnosti zúčastněných probandů zohledňující kolenní kloub, posuzované pomocí dotazníku Knee Outcome Survey-Activities of Daily Living Scale (dále jen KOS-ADLS) (viz příl. 1, s. 70), dosahovaly průměrného skóre $73,7 \pm 12,6$ %. Všichni pacienti souhlasili s účastí ve studii podepsáním informovaného souhlasu (viz příl. 2, s. 71).

3.2 Sběr dat

Všechna měření se uskutečnila během jedné návštěvy probanda v Kineziologické laboratoři na Oddělení rehabilitace FN Olomouc. Pacient byl nejprve podrobně seznámen s charakterem, průběhem a účelem vyšetření a požádán o podpis informovaného souhlasu. Poté obdržel instrukce k vyplnění dotazníku KOS-ADLS a sám ho vypracoval. Následoval odběr anamnestických údajů, testování laterality dolních končetin a samotné elektromyografické (dále jen EMG) vyšetření.

3.2.1 Testování laterality dolních končetin

Laterality dolních končetin byla orientačně hodnocena testem kopnutí do míče. Pacient a testující stáli proti sobě čelem na vzdálenost přibližně dvou metrů. Testující hodil míč a současně vydal instrukci: „Kopněte mi ho zpátky.“ Test byl proveden ve třech opakováních – na začátku, v průběhu a na konci sezení. Jako dominantní končetina byla určena ta, která alespoň dvakrát kopla do míče. Pro ověření správnosti stanovení laterality byl pacient dotázán, kterou dolní končetinu používá jako odrazovou (tedy nedominantní).

3.2.2 Vyšetření svalů kolenního kloubu pomocí povrchové elektromyografie

EMG signál byl snímán pomocí povrchových samoadhezivních elektrod, přístroje TeleMyo 2400 G2 PC Interface® a softwaru MyoResearch XP Master Edition 1.08.17 firmy Noraxon U.S.A., Inc. Snímání EMG signálu bylo synchronizováno s obrazovým záznamem pořízeným videokamerou za využití softwaru MyoVideo 1.3. Elektrody byly umístěny bilaterálně na břiška těchto svalů: m. vastus lateralis (dále jen VL), m. vastus medialis (dále jen VM), m. biceps femoris (dále jen BF) a m. soleus (dále jen SOL).

3.2.2.1 Realizace měření

Pacient byl požádán, aby se svlékl do půl těla, a okrsky kůže určené k aplikaci elektrod byly očištěny abrazivní pastou, mokrým a suchým ručníkem. Do středu svalového břiška palpovaného v izometrické aktivitě byly kolmo na průběh svalových vláken nalepeny dvě samoadhezivní elektrody tak, aby na sebe svými okraji vzájemně naléhaly. Pro VL, VM a BF byly použity elektrody o rozměrech 48 × 34 mm, pro SOL byly použity malé kruhové elektrody o průměru 24 mm. Zemnicí elektroda rovněž o průměru 24 mm byla umístěna do středu levé paty. K nalepeným elektrodám se následně připojily snímače. Krabička, do níž snímače vstupují, se upevnila k zádkám pacienta. Po zahájení snímání EMG signálu byla ověřena správnost uložení elektrod – izometrická aktivita daného svalu vyvolala vzrůst amplitudy jeho EMG signálu. Poté

se zafixovaly zesilovače lepící páskou k tělu probanda tak, aby kabely nebyly zcela napnuté. Zahájení nahrávání předcházela kalibrace signálu. Jako první byla měřena klidová svalová aktivita – klidný stoj po dobu 20 sekund. Následovalo testování dynamických aktivit.

3.2.2.2 Testované dynamické aktivity

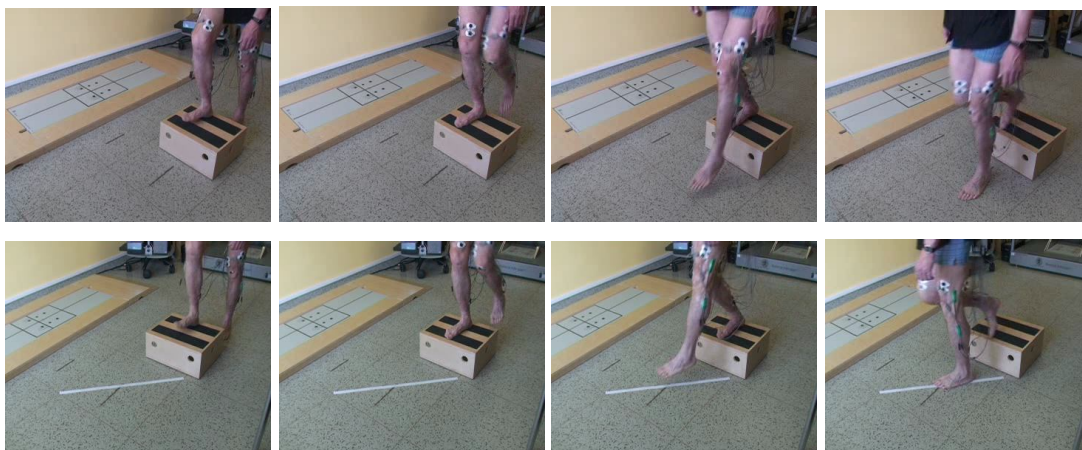
Každý pacient předvedl celkem šest dynamických aktivit:

1. přímočará rovinná chůze (viz obr. 7, s. 44),
2. rovinná chůze se změnou směru o 45° na stranu stejné končetiny (dolní končetiny se kříží) (viz obr. 7, s. 44),



Obr. 7 – Rovinné aktivity. Nahoře průběh stejné fáze pravé dolní končetiny během přímočaré rovinné chůze. Dole zobrazení ekvivalentní strižné aktivity – průběh stejné fáze pravé dolní končetiny během změny směru chůze o 45° na stranu stejné končetiny.

3. přechod přes 20 cm vysoký schod (viz obr. 8, s. 45),
4. přechod přes 20 cm vysoký schod spojený se změnou směru pohybu o 45° na stranu stejné končetiny (dolní končetiny se kříží) (viz obr. 8, s. 45),
5. sestup z 20 cm vysokého schodu (viz obr. 9, s. 45),
6. sestup z 20 cm vysokého schodu spojený se změnou směru pohybu o 45° na stranu stejné končetiny (dolní končetiny se kříží) (viz obr. 9, s. 45).



Obr. 8 – Přechodové aktivity. Nahoře průběh stojné fáze pravé dolní končetiny během přechodu přes schod. Dole zobrazení ekvivalentní střížné aktivity – průběh stojné fáze pravé dolní končetiny během změny směru pohybu při přechodu přes schod.



Obr. 9 – Sestupové aktivity. Nahoře průběh stojné fáze pravé dolní končetiny během sestupu ze schodu. Dole zobrazení ekvivalentní střížné aktivity – průběh stojné fáze pravé dolní končetiny během sestupu a současné změny směru pohybu.

Úhel 45° byl pro účely provedení střížných aktivit vyznačen na zemi bílou lepicí páskou. Pacient nejdříve vlastním tempem předvedl všechny přímočaré aktivity, poté všechny střížné. Přechody a sestupy neprováděl proband z místa, nýbrž po několika krocích volné chůze. Rovněž po přechodu, sestupu či změně směru chůze pokračoval ještě několika běžnými kroky tak, aby všechny aktivity byly součástí (ztížením) přirozené chůze. Podmínkami stoje během přechodů, sestupů a změn směru prošla zdravá i LCA deficientní končetina. Měřené byly vždy 3 pokusy.

3.3 Zpracování dat

3.3.1 Zpracování elektromyografického signálu a jeho analýza

Surový záznam EMG signálu byl zpracován v programu MyoResearch XP Master Edition 1.08.17, kde proběhla nejdříve jeho rektifikace a vyhlazení pomocí algoritmu střední kvadratické hodnoty (Root Mean Square, dále jen RMS). Šíře okna pro RMS byla zvolena na 50 ms. Pomocí videodokumentace byly v záznamu manuálně označeny úseky stojných fází LCA deficientní končetiny během výše uvedených aktivit. Hodnoceným úsekem je tedy stojná fáze LCA deficientní končetiny, přičemž pro konkrétní aktivitu jsou analyzované hodnoty vždy průměrem ze 3 pokusů. S využitím parametru Average Activation byl pro každou aktivitu vypracován Standard Report a data převedena do programu Microsoft Office Excel, kde proběhlo jejich další zpracování. Byla provedena normalizace, tedy vztahení naměřených hodnot svalové aktivity k hodnotě referenční, kterou byla stanovena aktivační hodnota (dále jen AH) vypočtená pro každý sval jako průměrná hodnota klidové svalové aktivity plus dvě její směrodatné odchylky (Krobot, Kolářová, 2011, s. 28). Časový úsek stojné fáze byl rozdělen na 100 dílů a ke každému z nich přiřazena hodnota svalové aktivity. Tyto hodnoty jsme normalizovali, proto jsou analyzovanými hodnotami násobky AH. Porovnávali jsme svalovou aktivitu vyjádřenou v násobcích AH při přímých a střížných aktivitách. Hodnoceným parametrem byla průměrná hodnota amplitudy.

3.3.2 Statistické zpracování dat

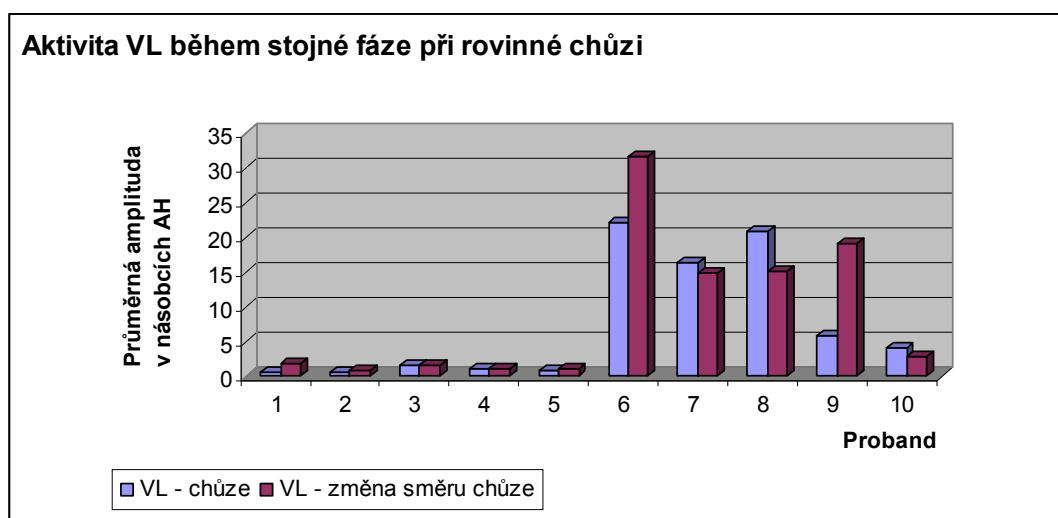
Výsledky měření svalové aktivity během přímých a střížných aktivit u stejných pacientů vytváří pro potřeby statistického zpracování dat dva závislé výběry, proto byl pro ověření nulových hypotéz (ověření shodnosti úrovně obou sledovaných výběrů) použit párový t-test. Všechny testy byly prováděny na hladině významnosti 0,05.

4 VÝSLEDKY

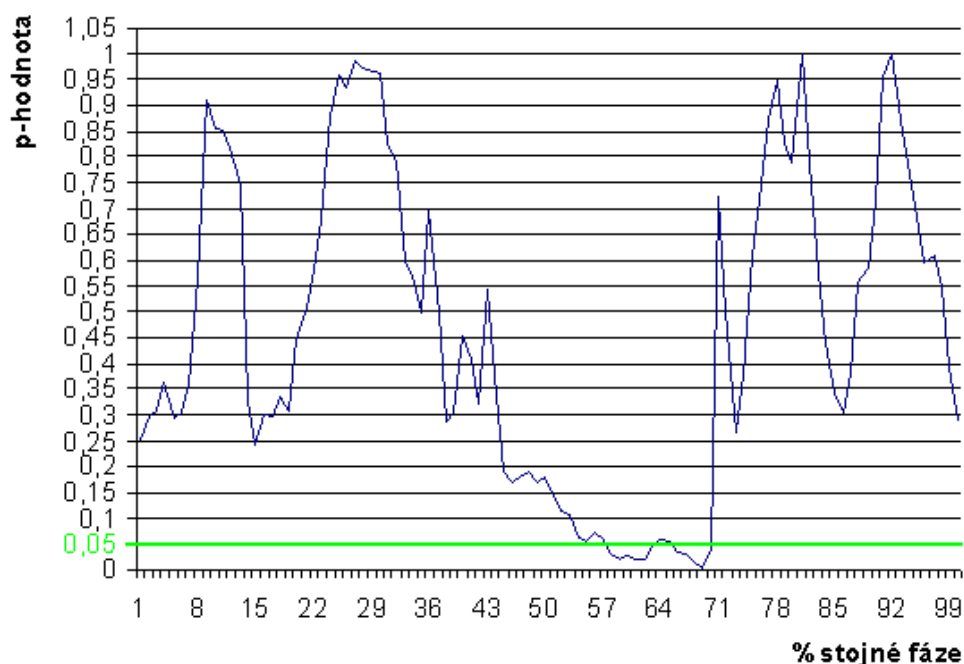
4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědeckou otázku č. 1 ve znění: „*Jaký je rozdíl v aktivitě vybraných svalů kolenního kloubu během stojné fáze LCA deficientní končetiny při provedení přímočaré rovinné chůze a rovinné chůze s náhlou změnou směru pohybu na stranu LCA deficientní končetiny?*“ jsme testovali 4 hypotézami (H_01-H_04).

Hypotéza H_01 říká: „*Průměrná hodnota amplitudy m. vastus lateralis během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.*“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 10, s. 47). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,382. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout. T-testy byly dále provedeny zvlášť pro každé procento stojné fáze (viz obr. 11, s. 48). Na obrázku vidíme, že v rozmezí 53–69 % se p-hodnota významně blíží a klesá pod stanovenou hladinu významnosti 0,05 ($p < \alpha$ pro 57–62 % a pro 65–69 %). T-test pro průměrné hodnoty svalové aktivity v uvedeném úseku stojné fáze prokázal statisticky významný rozdíl ($p = 0,013$), který svědčí pro zvýšení aktivity VL při změně směru chůze oproti ekvivalentnímu přímému provedení.

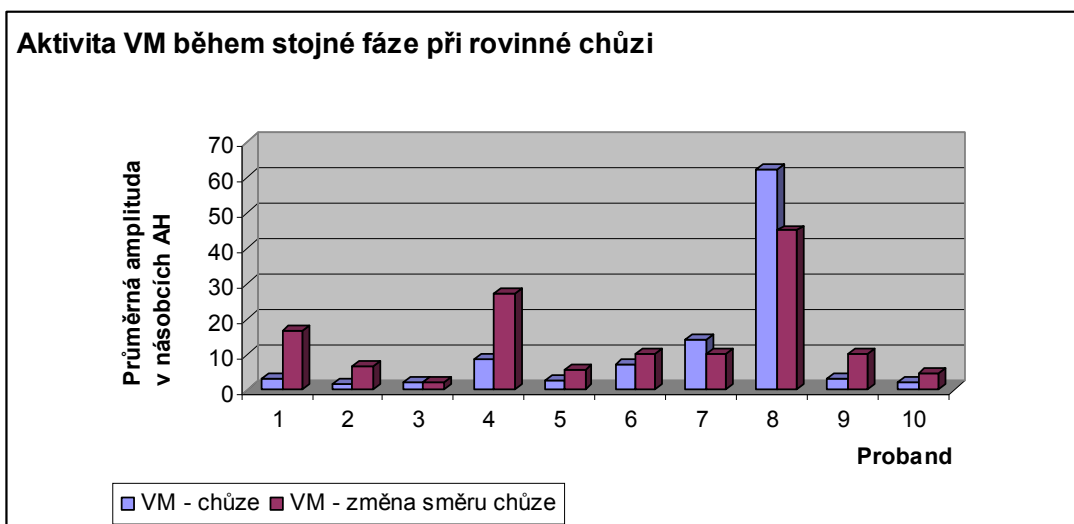


Obr. 10 – Graf výsledků pro hypotézu H_01 .

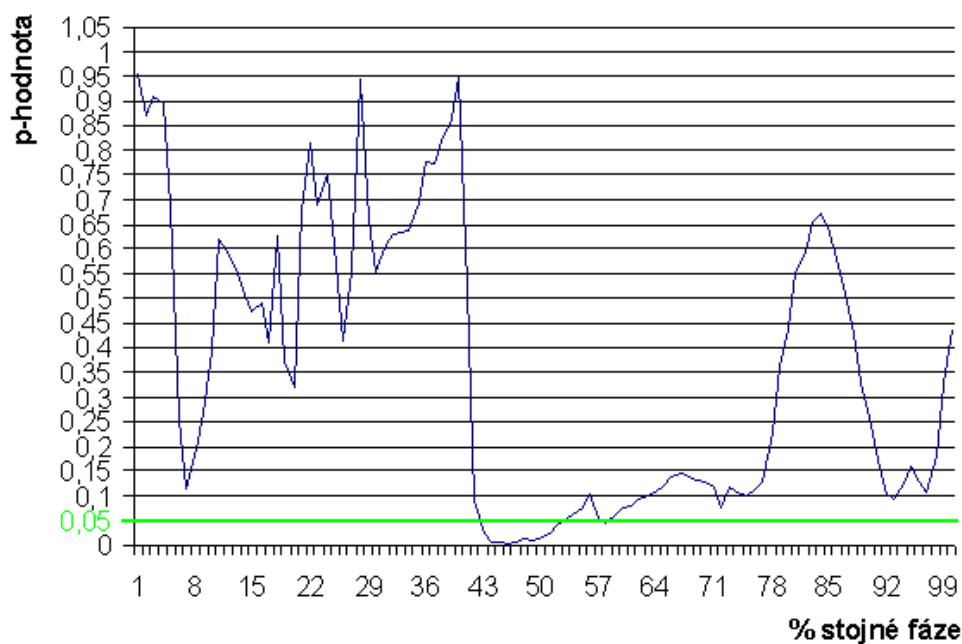


Obr. 11 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stojné fáze rovinné chůze – VL.

Hypotéza H_02 říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. vastus medialis* během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 12, s. 49). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,332. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout. T-testy byly dále provedeny zvlášť pro každé procento stojné fáze (viz obr. 13, s. 49). Na obrázku vidíme, že v rozmezí 41–61 % se p-hodnota významně blíží a klesá pod stanovenou hladinu významnosti 0,05 ($p < \alpha$ pro 42–51 % a pro 57 %). T-test pro průměrné hodnoty svalové aktivity v uvedeném úseku stojné fáze prokázal statisticky významný rozdíl ($p = 0,0095$), který svědčí pro zvýšení aktivity VM při změně směru chůze oproti ekvivalentnímu přímému provedení.

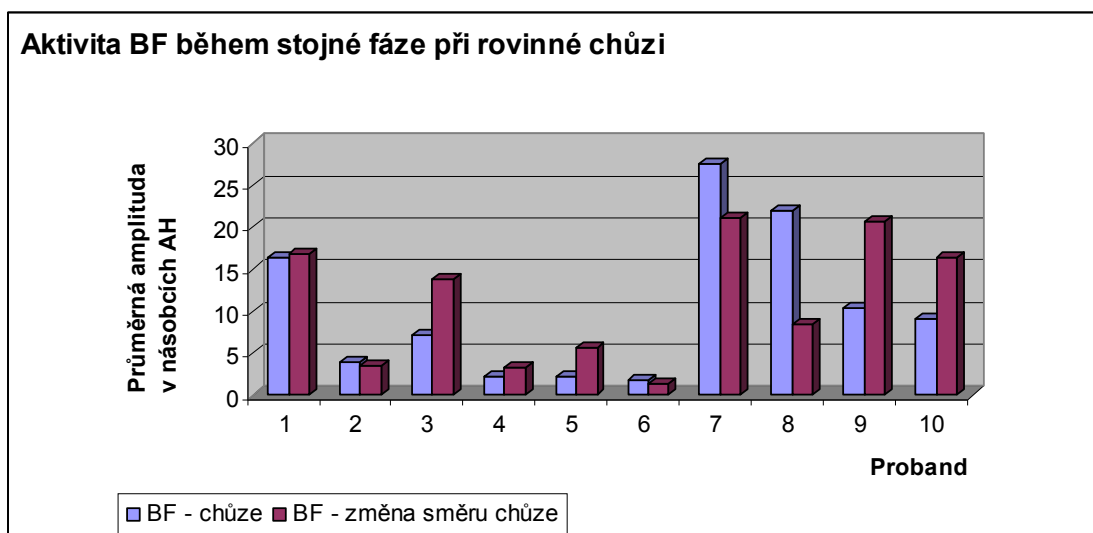


Obr. 12 – Graf výsledků pro hypotézu H_02 .



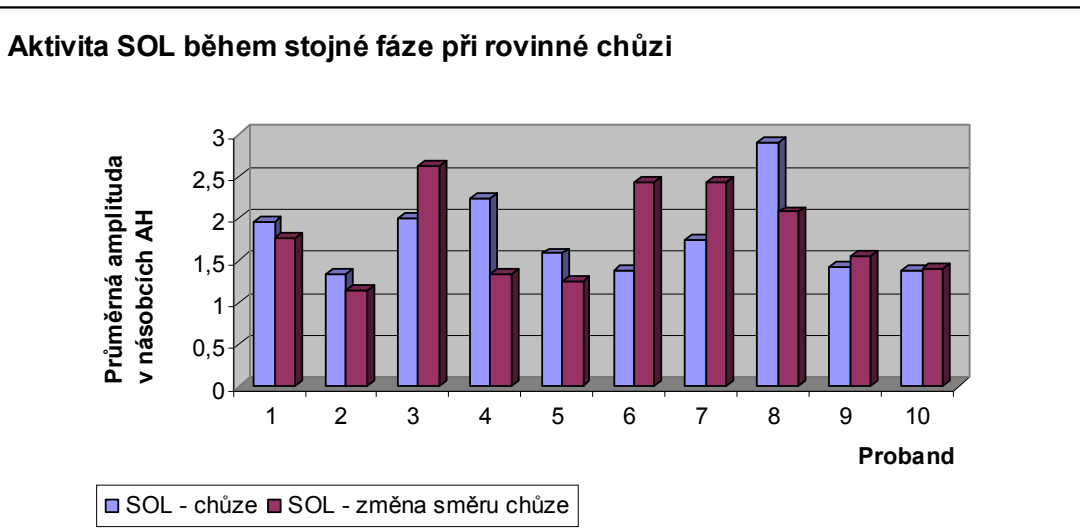
Obr. 13 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stojné fáze rovinné chůze – VM.

Hypotéza H_03 říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. biceps femoris* během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 14, s. 50). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,708. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout.

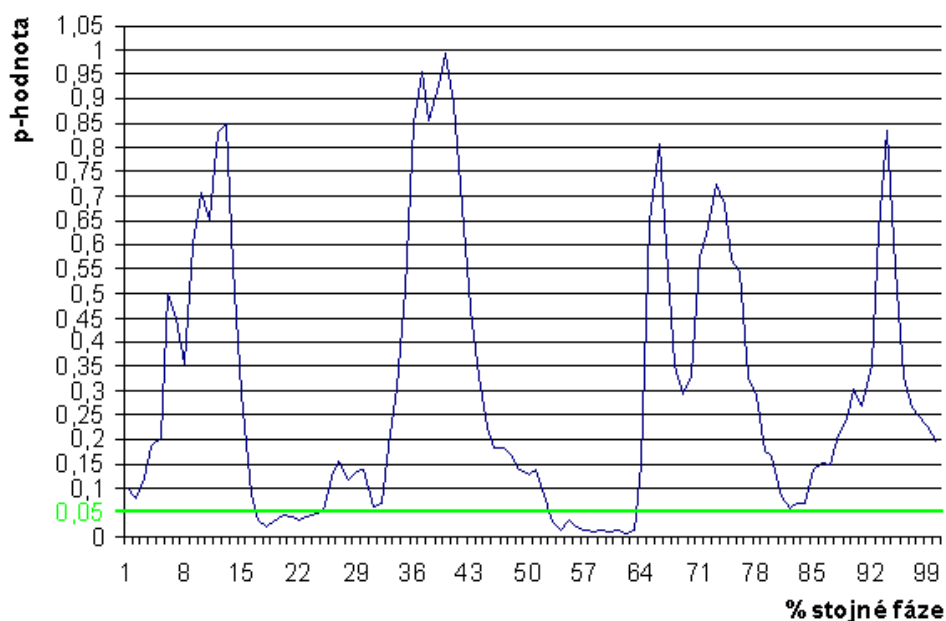


Obr. 14 – Graf výsledků pro hypotézu H_03 .

Hypotéza H_04 říká: „*Průměrná hodnota amplitudy m. soleus během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při provedení rovinné chůze přímé a rovinné chůze s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.*“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 15, s. 51). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,965. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout. T-testy byly dále provedeny zvlášť pro každé procento stojné fáze (viz obr. 16, s. 51). Na obrázku vidíme, že v rozmezí 15–24 % a v rozmezí 51–62 % se p-hodnota významně blíží a klesá pod stanovenou hladinu významnosti 0,05 ($p < \alpha$ pro 16–23 % a pro 52–62 %). T-test pro průměrné hodnoty svalové aktivity v prvním uvedeném úseku stojné fáze prokázal statisticky významný rozdíl ($p = 0,011$), který svědčí pro zvýšení aktivity SOL při změně směru chůze oproti ekvivalentnímu přímému provedení. Naproti tomu s výslednou hodnotou $p = 0,005$ prokázal t-test v rozmezí 51–62 % stojné fáze statisticky významné snížení aktivity SOL.



Obr. 15 – Graf výsledků pro hypotézu H_04 .

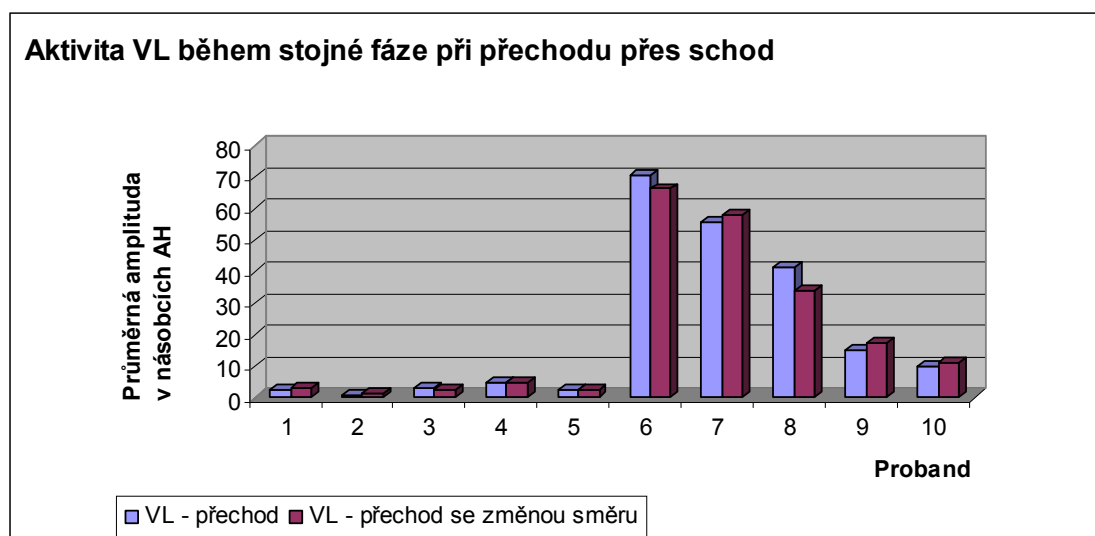


Obr. 16 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stojné fáze rovinné chůze – SOL.

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědeckou otázku č. 2 ve znění: „*Jaký je rozdíl v aktivitě vybraných svalů kolenního kloubu během stojné fáze LCA deficientní končetiny při přímém přechodu přes schod a přechodu s náhlou změnou směru pohybu na stranu LCA deficientní končetiny?*“ jsme testovali 4 hypotézami (H_05 – H_08).

Hypotéza H₀₅ říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. vastus lateralis* během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 17, s. 52). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,492. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout.

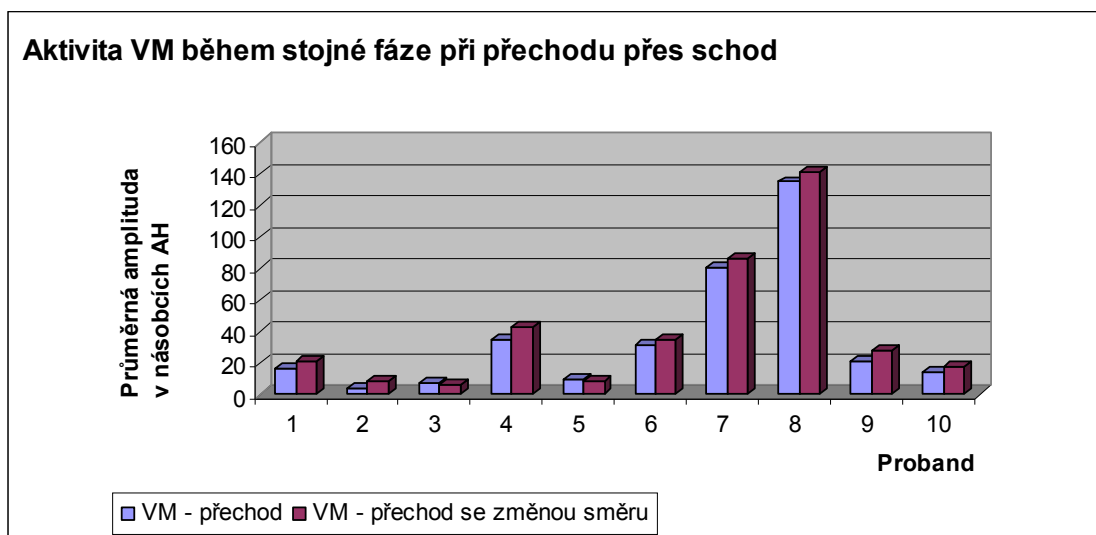


Obr. 17 – Graf výsledků pro hypotézu H₀₅.

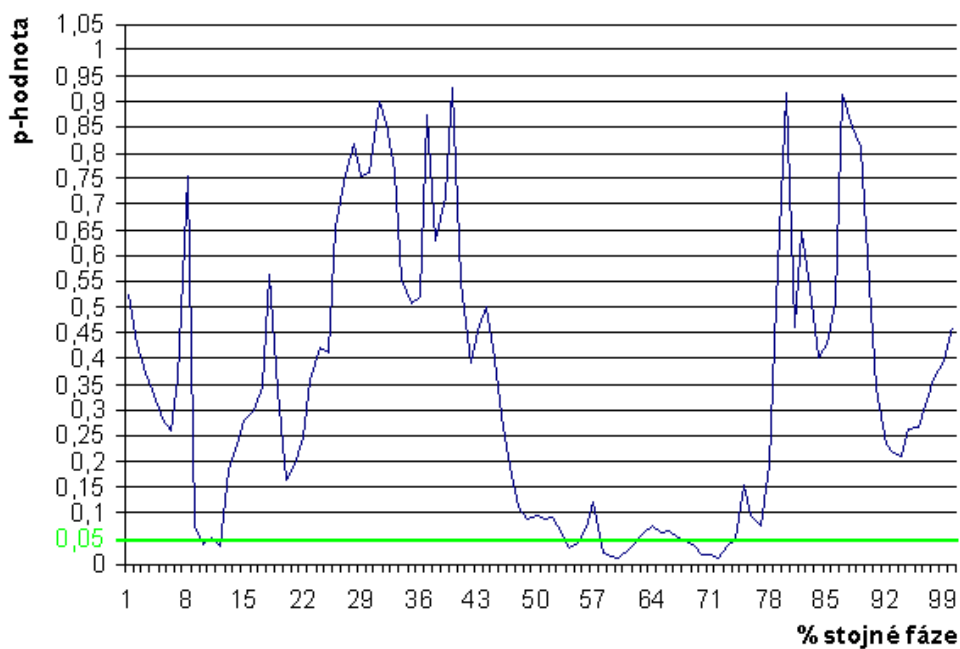
Hypotéza H₀₆ říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. vastus medialis* během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 18, s. 53). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,005, která je menší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto testovanou hypotézu o shodě průměrů zamítáme. Můžeme konstatovat, že během stojné fáze LCA deficientní končetiny při přechodu přes schod se současnou změnou směru pohybu na stranu testované končetiny dochází oproti situaci při stojné fázi během přímého přechodu k statisticky významnému zvýšení aktivity VM.

T-testy byly dále provedeny zvlášť pro každé procento stojné fáze (viz obr. 19, s. 53). Na obrázku vidíme, že v rozmezí 48–76 % se p-hodnota významně blíží a klesá pod stanovenou hladinu významnosti 0,05 ($p < \alpha$ pro 53–54 %, pro 57–61 % a pro 67–73 %). T-test pro průměrné hodnoty svalové aktivity v uvedeném úseku stojné fáze

prokázal statisticky významný rozdíl ($p = 0,01$), který svědčí pro zvýšení aktivity VM při změně směru pohybu během přechodu přes schod oproti ekvivalentnímu přímému provedení.

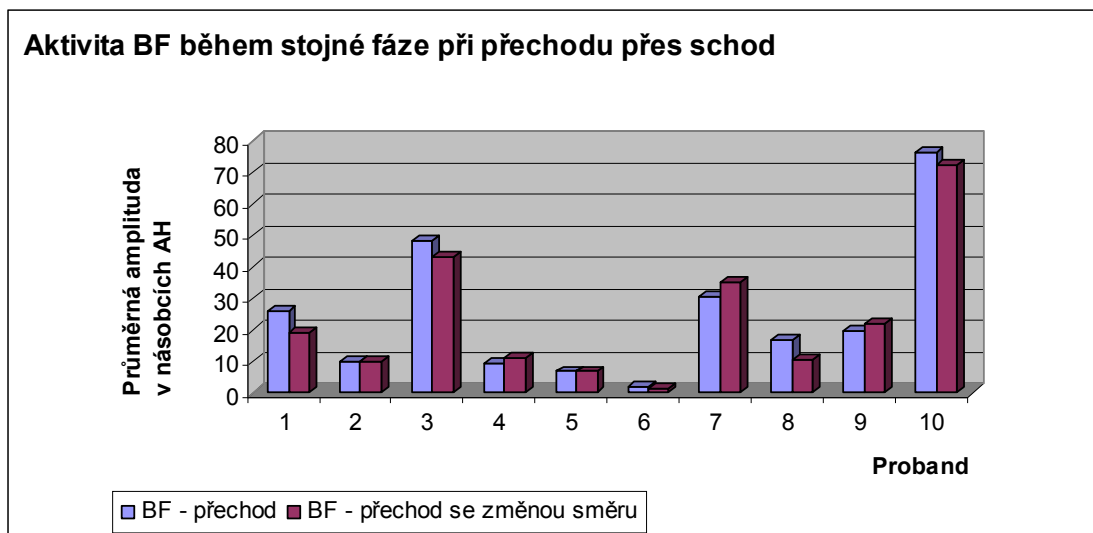


Obr. 18 – Graf výsledků pro hypotézu H_06 .



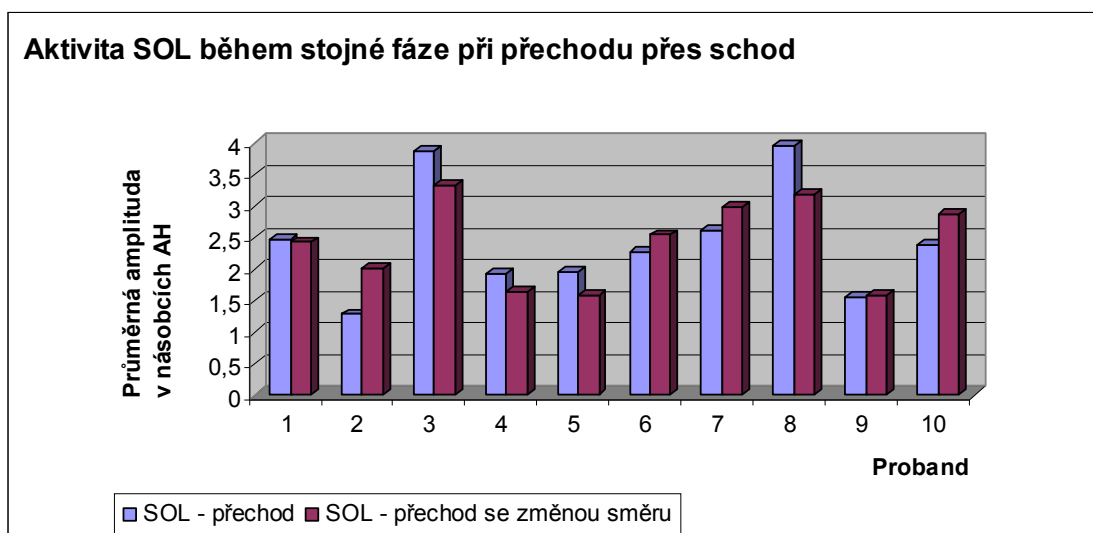
Obr. 19 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stojné fáze přechodu přes schod – VM.

Hypotéza H_07 říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. biceps femoris* během stejné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 20, s. 54). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,316. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout.



Obr. 20 – Graf výsledků pro hypotézu H_07 .

Hypotéza H_08 říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. soleus* během stejné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém přechodu přes schod a při přechodu přes schod s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 21, s. 55). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,921. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout.



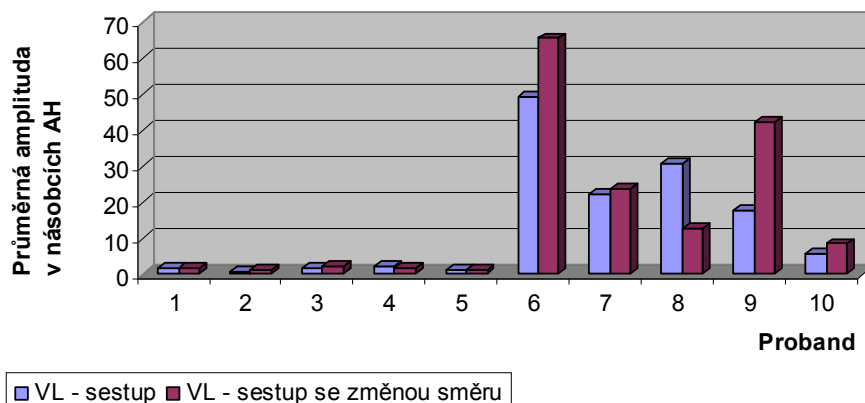
Obr. 21 – Graf výsledků pro hypotézu H_08 .

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Vědeckou otázku č. 3 ve znění: „*Jaký je rozdíl v aktivitě vybraných svalů kolenního kloubu během stejné fáze LCA deficientní končetiny při přímém sestupu ze schodu a sestupu s náhlou změnou směru pohybu na stranu LCA deficientní končetiny?*“ jsme testovali 4 hypotézami (H_09 – H_{012}).

Hypotéza H_09 říká: „*Průměrná hodnota amplitudy m. vastus lateralis během stejné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.*“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 22, s. 56). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,455. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout.

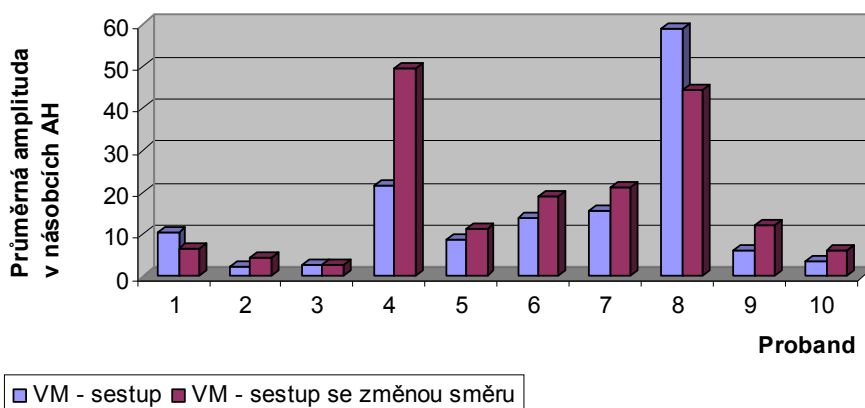
Aktivita VL během stejné fáze při sestupu ze schodu



Obr. 22 – Graf výsledků pro hypotézu H₀9.

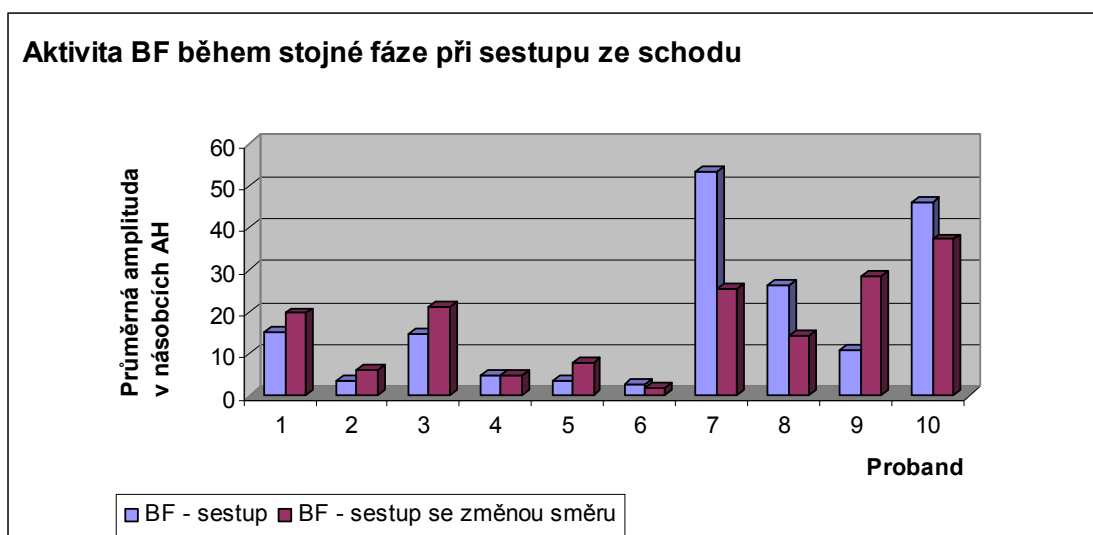
Hypotéza H₀10 říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. vastus medialis* během stejné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 23, s. 56). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,336. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout.

Aktivita VM během stejné fáze při sestupu ze schodu

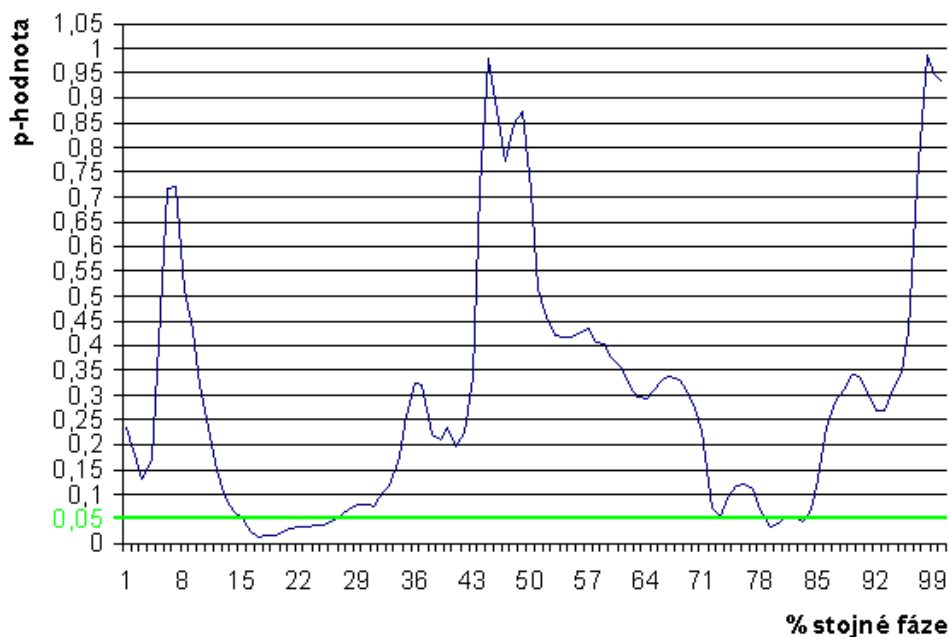


Obr. 23 – Graf výsledků pro hypotézu H₀10.

Hypotéza H₀₁₁ říká: „Průměrná hodnota amplitudy m. biceps femoris během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 24, s. 57). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,717. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout. T-testy byly dále provedeny zvlášť pro každé procento stojné fáze (viz obr. 25, s. 58). Na obrázku vidíme, že v rozmezí 12–30 % se p-hodnota významně blíží a klesá pod stanovenou hladinu významnosti 0,05 ($p < \alpha$ pro 15–25%). T-test pro průměrné hodnoty svalové aktivity v uvedeném úseku stojné fáze prokázal statisticky významný rozdíl ($p = 0,013$), který svědčí pro zvýšení aktivity BF při změně směru pohybu během sestupu ze schodu oproti ekvivalentnímu přímému provedení.

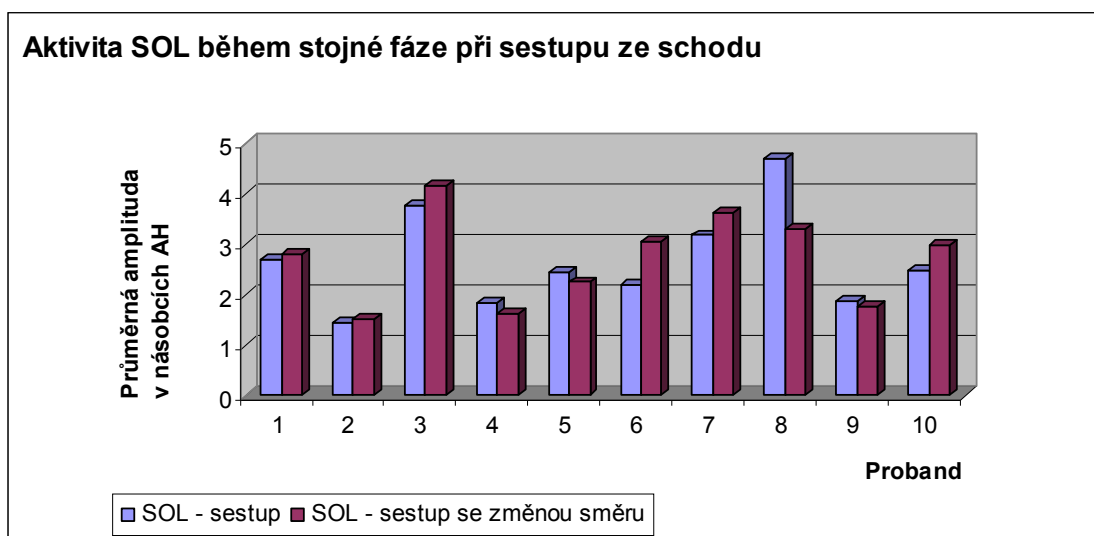


Obr. 24 – Graf výsledků pro hypotézu H₀₁₁.



Obr. 25 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stojné fáze sestupu ze schodu – BF.

Hypotéza H_{012} říká: „Průměrná hodnota amplitudy *m. soleus* během stojné fáze kroku je z pohledu statistické významnosti stejná při přímém sestupu ze schodu a při sestupu s náhlou změnou směru na stranu LCA deficientní končetiny.“ Přehled výsledků pro ověření hypotézy je uveden v grafu (viz obr. 26, s. 58). Výsledkem statistického testování je p-hodnota rovna 0,783. Ta je větší než zvolená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), proto nelze testovanou hypotézu zamítnout.



Obr. 26 – Graf výsledků pro hypotézu H_{012} .

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Cílem vědecké otázky bylo porovnat vzory svalové aktivace VL, VM, BF a SOL během přímočaré rovinné chůze a chůze s náhlou změnou směru pohybu u subjektů s lézí LCA. K signifikantnímu zvýšení svalové aktivity v situaci střížného provedení aktivity došlo u VL v úseku 53–69 % stojné fáze, u VM v rozmezí 41–61 % stojné fáze a u SOL v oblasti 15–24 % stojné fáze. Mezi 51 % a 62 % stojné fáze se aktivita SOL v situaci se změnou směru pohybu oproti situaci bez této změny statisticky významně snížila. Pro BF se v průběhu stojné fáze nepodařilo prokázat signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě u jmenovaných variant rovinné chůze.

Úsek 53–69 % stojné fáze, ve kterém jsme zaznamenali signifikantní rozdíl svalové aktivity VL, spadá do fáze konečného stoje, kdy během fyziologické rovinné přímočaré chůze dochází k dosažení maximální stojné extenze. Tohoto postavení kolenního kloubu je dosaženo pasivním mechanismem, který nevyžaduje akci m. quadriceps femoris – vektor reakční síly podložky se dostává před osu kolenního kloubu (Perry, Burnfield, 2010, s. 95–6). VL u jedinců s insuficiencí LCA vykazuje vyšší úroveň celkové aktivity během stojné fáze chůze než u zdravých jedinců (Bulgheroni, 1997, s. 161), naproti tomu se nepodařilo prokázat rozdíl ve velikosti svalové aktivity VL zraněné dolní končetiny oproti nezraněné během střední stojné fáze (Hurd, Snyder-Mackler, 2007, s. 1371–2).

Rozmezí 41–61 % stojné fáze, ve kterém došlo v podmínkách změny směru chůze oproti podmínkám přímé chůze ke zvýšení aktivity VM, spadá z poloviny do konce střední stojné fáze a z poloviny do začátku konečného stoje. Během fyziologického stereotypu chůze se v této chvíli již vektor reakční síly podložky nachází před osou kolenního kloubu a extenze kolene je tedy dosaženo bez účasti m. quadriceps femoris (Perry, Burnfield, 2010, s. 95–6). Během střední stojné fáze nedochází u LCA deficientní končetiny oproti druhostranné nezraněné končetině k rozdílné aktivaci VM (Hurd, Snyder-Mackler, 2007, s. 1371–2).

Oblast 51–62 % stojné fáze, ve které jsme prokázali signifikantní snížení aktivity SOL během změny směru chůze oproti přímočaré chůzi, odpovídá úseku konečného

stoje, ve kterém kolenní kloub dosahuje maximálního extenčního postavení u stojné postury. Ve fyziologickém stereotypu chůze v této chvíli zpomaluje excentrická aktivita SOL pohyb tibie vpřed a femur se prostřednictvím pohybové energie kontralaterální švihové končetiny pohybuje oproti tibii vpřed větší rychlostí. Jak femur pokračuje v postupu přes stabilní tibii, kolenní flexe se snižuje na minimum, k čemuž dochází zhruba okolo 63 % stojné fáze (Perry, Burnfield, 2010, s. 95–6).

Současné signifikantní snížení aktivity SOL a zvýšení aktivity obou mm. vasti na počátku terminálního stoje napovídá o potřebě aktivního mechanismu dosažení extenčního postavení kolenního kloubu s insuficiencí LCA v podmínkách změny směru chůze o 45° na stranu postižené končetiny.

Colné a Thoumie (2006, s. 849) ve své studii prokázali význam SOL pro kompenzaci instability kolene způsobené lézí LCA, vyzdvihující jeho podíl na rehabilitačním procesu po poranění LCA. Studie se zaměřila na svalovou aktivitu během znovuzískávání stability stoje po návratu z výpadu vpřed u zdravých jedinců a pacientů s rupturou LCA. SOL se podle jejich zjištění účastní jednak ipsilaterální kompenzace na úrovni kolene, hraje ale také důležitou roli v bilaterální kontrole stoje.

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Cílem druhé vědecké otázky bylo porovnat vzory svalové aktivace VL, VM, BF a SOL během přímého a střížného provedení přechodu přes schod u subjektů s lézí LCA. Statistickým testováním získaných dat se nepodařilo prokázat rozdíly ve svalové aktivitě VL, BF a SOL v situaci se změnou směru pohybu oproti situaci bez této změny. K celkovému zvýšení aktivity během stojné fáze došlo během přechodu přes schod se změnou směru pohybu oproti přímému přechodu přes schod u VM. Při statistickém testování dat z jednotlivých procent stojné fáze se podařilo prokázat signifikantní zvýšení aktivity VM v úseku 48–76 % stojné fáze.

Studie, která porovnávala vzory svalové aktivity u pacientů s poraněním LCA a zdravých jedinců během přechodu přes 26 cm vysoký schod, prokázala změny pohybových vzorů u skupiny pacientů při kontrole prudkého pohybu od výstupu na schod po sestup z něj zraněnou dolní končetinou. Z námi měřených svalů byla prokázána nižší hodnota maximální amplitudy VL během počátečního kontaktu

a reakce na zatížení. Dále došlo během konečného stoje k poklesu maximální amplitudy SOL (Rudolph, Snyder-Mackler, 2004, s. 571–2).

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Cílem poslední vědecké otázky bylo srovnat vzory svalové aktivace VL, VM, BF a SOL během přímého a střížného provedení sestupu ze schodu u subjektů s lézí LCA. Signifikantní rozdíl ve svalové aktivaci vykazuje BF, u kterého došlo v rozmezí 12–30 % stejné fáze k statisticky významnému zvýšení aktivity. U VL, VM a SOL nedošlo v průběhu stejné fáze k statisticky významným změnám svalové aktivity.

Studie Houcka (2003, s. 549), která porovnávala vzory svalové aktivace vybraných svalů dolní končetiny (mediální a laterální hamstringy, mediální a laterální hlava m. gastrocnemius, m. vastus lateralis) u zdravých jedinců provádějících sestup se změnou směru na obě dvě strany a tomu ekvivalentní přímé aktivity, neprokázala pro tyto tři podmínky signifikantní rozdíly v aktivitě VL a BF.

ZÁVĚR

Diplomová práce se zaměřila na problematiku poranění předního zkříženého vazů a jeho konzervativní řešení. Jedná se oblast vědeckého zájmu, na kterou již bylo nahlíženo z mnoha různých úhlů. Oblast objektivizace změn svalové aktivity během činností vyžadujících náhlé změny směru pohybu, které jsou součástí mnoha oblíbených sportů a mohou představovat zvýšené riziko opakovaného poranění kolenního kloubu, však v takovém rozsahu zkoumána nebyla.

Práce se věnovala hodnocení svalové aktivity *musculus vastus lateralis*, *musculus vastus medialis*, *musculus biceps femoris* a *musculus soleus* pomocí povrchové elektromyografie během tří různých aktivit v podmínkách přímého provedení a v podmínkách provedení dané aktivity současně se změnou směru pohybu, a to u pacientů s poškozením předního zkříženého vazů. Zajímavým výsledkem je současné zvýšení aktivity *musculi vasti* a snížení aktivity *musculus soleus* na začátku konečného stoje rovinné chůze v podmínkách změny směru pohybu.

Ačkoli byly výsledky posouzeny v kontextu vědomostí o fyziologickém provedení aktivit či v kontextu jiných prací zabývajících se poškozením předního zkříženého vazů, bylo by přínosné rozšířit výzkum o kontrolní skupinu zdravých jedinců, ev. porovnat výsledky také s nezraněnou končetinou.

LITERATURA A PRAMENY

AHN, Jin H. et al. Non-operative treatment of ACL rupture with mild instability. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* [online]. August 2010, Vol. 130, No. 8, [cit. 2012-06-28], pp. 1001–1006. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com.ezproxy.svkhk.cz/content/hl70146605225g47/fulltext.pdf>>.

BOWDITCH, Mark. Anterior cruciate ligament rupture and management. *Trauma* [online]. October 2001, Vol. 3, No. 4, [cit. 2012-06-28], pp. 249–261. Dostupné na WWW: <<http://web.ebscohost.com.ezproxy.svkhk.cz/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&hid=10&sid=0d595059-4a0e-4b36-a8a7-46948a39f61b%40sessionmgr13>>.

BULGHERONI, P., et al. Walking in anterior cruciate ligament injuries. *The Knee* [online]. September 1997, Vol. 4, No. 3, [cit. 2012-02-25], pp. 159–165. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016097002597>>.

COLNÉ, P., THOUMIE, P. Muscular compensation and lesion of the anterior cruciate ligament. Contribution of the soleus muscle during recovery from a forward fall. *Clinical Biomechanics* [online]. October 2006, Vol. 21, No. 8, [cit. 2011-11-22], pp. 849–859. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003306000775>>.

ČECH, Oldřich, SOSNA, Antonín, BARTONÍČEK, Jan. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1986. 195 s.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.

DENNIS, Douglas A., et al. In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *Journal of Biomechanics* [online].

February 2005, Vol. 38, No. 2, [cit. 2012-04-12], pp. 241–253. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192900400082X>>.

DUNGL, Pavel, et al. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.

DUTHON, V. B., et al. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2006, Vol. 14, No. 3, [cit. 2012-06-19], pp. 204–213. Dostupné na WWW: <<http://www.springerlink.com/content/y8335wk25h5h97t4/>>.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

FRONTERA, Walter R., SILVER, Julie K., RIZZO, Thomas D. *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation. Musculoskeletal Disorders, Pain, and Rehabilitation*. 2nd Ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2008. 935 s. ISBN 978-1-4160-4007-1.

HAMILL, Joseph, KNUTZEN, Kathleen M. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 3rd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. 491 s. ISBN 07-817-9128-6.

HOUCK, Jeff. Muscle activation patterns of selected lower extremity muscles during stepping and cutting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. December 2003, Vol. 13, No. 6, [cit. 2012-03-01], pp. 545–554. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641103000567>>.

HURD, Wendy J., SNYDER-MACKLER, Lynn. Knee instability after acute ACL rupture affects movement during the mid-stance phase of gait. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. June 2007, Vol. 25, No. 10, [cit. 2011-11-03], pp. 1369–1377. Dostupné na WWW: <<http://ukpmc.ac.uk/articles/PMC2859715/>>.

IRRGANG, James J., et al. Knee outcome survey. Activities of daily living scale. Sports activity scale. *The Journal of Bone and Joint Surgery – American Volume* [online]. 1998, Vol. 80-A, No. 8, [cit. 2012-02-17], pp. 1132–1145. Dostupné na WWW: <<http://academic.regis.edu/clinicaleducation/pdfs/Knee%20Outcome%20Survey.doc>>.

IVANOVÁ, Kateřina, JURÍČKOVÁ, Lubica. *Písemné práce na vysokých školách se zdravotnickým zaměřením*. 2. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 99 s. ISBN 978-80-244-1832-2.

KAPANDJI, Ibrahim A. *The Physiology of the Joints. Volume 2. Lower Limb*. 5th Ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1987. 242 s. ISBN 0-443-03618-7.

KROBOT, Alois, KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.

LEE, Susan H., et al. Extrasynovial spaces of the cruciate ligaments. Anatomy, MR imaging, and diagnostic implications. *American Journal of Roentgenology* [online]. June 1996, Vol. 166, No. 6, [cit. 2012-06-28], pp. 1433–1437. Dostupné na WWW: <<http://www.ajronline.org/content/166/6/1433.full.pdf>>.

LIEB, Fredrick J., PERRY, Jacquelin. Quadriceps Function. An Anatomical and Mechanical Study Using Amputated Limbs. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. December 1968, Vol. 50, No. 8, [cit. 2012-05-01], pp. 1535–1548. Dostupné na WWW: <<http://jbjs.org/pdfaccess.ashx?ResourceID=20583&PDFSource=0>>.

OATIS, Carol A., et al. *Kinesiology. The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. 2nd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. 946 s. ISBN 978-145-1108-989.

PERRY, Jacquelin, BURNFIELD, Judith M. *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. 2nd Ed. Thorofare: Slack Incorporated, 2010. 551 s. ISBN 978-1-55642-766-4.

ROSE, Jessica, GAMBLE, James G. *Human walking*. 3rd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. 234 s. ISBN 978-0-7817-5954-0.

RUDOLPH, Katherine S., SNYDER-MACKLER, Lynn. Effect of dynamic stability on a step task in ACL deficient individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. October 2004, Vol. 14, No. 5, [cit. 2011-11-24], pp. 565–575. Dostupné na WWW: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641104000252>>.

WHITING, William C., RUGG, Stuart. *Dynatomy. Dynamic Human Anatomy*. Champaign: Human Kinetics, 2006. 246 s. ISBN 0-7360-3682-2.

WOO, Savio L-Y, et al. Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. September 2006, Vol. 1, No. 1, [cit. 2012-06-19], pp. 2–10. Dostupné na WWW: <<http://www.josr-online.com/content/1/1/2>>.

SEZNAM ZKRATEK

AH	aktivační hodnota
BF	musculus biceps femoris
CNS	centrální nervový systém
EMG	elektromyografický
KOS-ADLS	Knee Outcome Survey-Activities of Daily Living Scale (Dotazník pro posouzení úrovně funkčních schopností kolenního kloubu během běžných denních aktivit)
LCA	ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz)
LCL	ligamentum collaterale laterale (vnější postranní vaz)
LCM	ligamentum collaterale mediale (vnitřní postranní vaz)
LCP	ligamentum cruciatum posterius (zadní zkřížený vaz)
lig.	ligamentum (vaz)
m.	musculus (sval)
mm.	musculi (svaly)
RMS	Root Mean Square (střední kvadratická hodnota)
SOL	musculus soleus
VL	musculus vastus lateralis
VM	musculus vastus medialis

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 – Osy pohybů kolenního kloubu	11
Obr. 2 – Vastus medialis obliquus a vastus medialis longus.....	13
Obr. 3 – Přímá a zkřížená úponová vlákna mm. vasti.....	21
Obr. 4 – Rozměry předního zkříženého vazu	30
Obr. 5 – Anteromediální a posterolaterální svazek předního zkříženého vazu	31
Obr. 6 – Porovnání vzoru axiální rotace femuru vůči tibii během kolenní flexe u zdravého a LCA deficientního kolene.....	38
Obr. 7 – Rovinné aktivity	44
Obr. 8 – Přejíždějové aktivity	45
Obr. 9 – Sestupové aktivity.....	45
Obr. 10 – Graf výsledků pro hypotézu H_01	47
Obr. 11 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stejné fáze rovinné chůze – VL ...	48
Obr. 12 – Graf výsledků pro hypotézu H_02	49
Obr. 13 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stejné fáze rovinné chůze – VM ..	49
Obr. 14 – Graf výsledků pro hypotézu H_03	50
Obr. 15 – Graf výsledků pro hypotézu H_04	51
Obr. 16 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stejné fáze rovinné chůze – SOL .	51
Obr. 17 – Graf výsledků pro hypotézu H_05	52
Obr. 18 – Graf výsledků pro hypotézu H_06	53
Obr. 19 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stejné fáze přechodu přes schod – VM	53
Obr. 20 – Graf výsledků pro hypotézu H_07	54
Obr. 21 – Graf výsledků pro hypotézu H_08	55
Obr. 22 – Graf výsledků pro hypotézu H_09	56
Obr. 23 – Graf výsledků pro hypotézu H_010	56
Obr. 24 – Graf výsledků pro hypotézu H_011	57
Obr. 25 – Výsledky t-testů pro jednotlivá procenta stejné fáze sestupu ze schodu – BF	58
Obr. 26 – Graf výsledků pro hypotézu H_012	58

SEZNAM PŘÍLOH

Příl. 1 – Dotazník Knee Outcome Survey-Activities of Daily Living Scale.....	70
Příl. 2 – Informovaný souhlas pacienta	71

PŘÍLOHY

Příl. 1 – Dotazník Knee Outcome Survey-Activities of Daily Living Scale

(Převzato a upraveno dle Irrgang, 1998, s. 1134.)

Dotazník pro posouzení úrovně funkčních schopností kolenního kloubu během běžných denních aktivit (Knee Outcome Survey-Activities of Daily Living Scale)

1. PŘÍZNAKY

Do jaké míry ovlivňuje každý z následujících příznaků úroveň vaší aktivity? V každém řádku zaškrtněte jednu odpověď – ☒.

	Příznak nemám	Příznak mám, ale neovlivňuje moji aktivitu	Příznak ovlivňuje moji aktivitu jen lehce	Příznak ovlivňuje moji aktivitu hodně	Příznak ovlivňuje moji aktivitu velmi vážně	Příznak mi brání provádět veškeré denní aktivity
Bolest						
Ztuhlost						
Otok						
Podlomení, vypadnutí						
Slabost						
Kulhání						

2. OMEZENÍ BĚŽNÝCH DENNÍCH AKTIVIT

Jak vás vaše koleno limituje v provedení následujících aktivit? V každém řádku zaškrtněte jednu odpověď – ☒.

	Tato aktivita pro mě není obtížná	Provedení aktivity mi působí jen minimální potíže	Provedení aktivity mi působí malé potíže	Provedení aktivity mi působí velké potíže	Provedení aktivity mi působí velmi vážné potíže	Této aktivity nejsem schopen
Chůze						
Chůze do schodů						
Chůze ze schodů						
Stoj						
Klek						
Dřep						
Sezení s ohnutým kolenem						
Vstávání ze židle						

Bodování: První sloupec je hodnocen 5 body. Každý další sloupec získá o bod méně než předchozí. Sečteme získané body, výsledek vydělíme maximálním možným počtem bodů (70) a vynásobíme 100. Tak získáme procentuální vyjádření skóre. Vyšší procento odráží vyšší úroveň funkčních schopností.

Příl. 2 – Informovaný souhlas pacienta

Poučení a informovaný souhlas pacienta/ky

Fakultní nemocnice Olomouc
Oddělení rehabilitace
I. P. Pavlova 6
779 00 Olomouc

I. Úvod

Pacient/ka byl/a informován/a a souhlasí s provedením kineziologického vyšetření a dále s vyšetřením svalů dolních končetin pomocí povrchové elektromyografie v Kineziologické laboratoři na Oddělení rehabilitace FN Olomouc, a to pro studijní účely sloužící jako podklad pro vypracování diplomové práce Bc. Barbory Trojanové na téma Fyzioterapie jako konzervativní řešení nestabilit kolenního kloubu. Dále souhlasí s nahlédnutím do jeho/její zdravotní dokumentace a anonymním využitím těchto informací v diplomové práci, která si klade za cíl objektivizovat kompenzační strategie stabilizace kolenního kloubu při absenci statické stabilizace předním zkříženým vazem během přímých a střížných aktivit.

II. Prohlášení pacienta/ky

Já,, nar., prohlašuji, že jsem byl/a srozumitelně a podrobně seznámen/a s povahou, průběhem a podmínkami vyšetření. Souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotní dokumentace, zařazením do studie pro tuto diplomovou práci, s anonymním zpracováním a použitím získaných údajů s ohledem na ochranu osobních údajů ve smyslu zákona č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů.

Údaje a poučení mi byly sděleny a vysvětleny Bc. Barborou Trojanovou, porozuměl/a jsem jim a měl/a jsem možnost klást doplňující otázky, které mi byly zodpovězeny.

Na základě poskytnutých informací a po vlastním zvážení souhlasím s provedením vyšetření.

V Olomouci dne

Podpis