

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

ÚSTAV FYZIOTERAPIE

**PROGRAM OPTIMÁLNÍ FYZIOTERAPIE PO PLASTICE
LCA – POSTUROGRAFICKÁ ARGUMENTACE**

Diplomová práce

Autor: Roman Hányš

Obor: fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Olomouc 2012

ANOTACE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Název práce:

Program optimální fyzioterapie po plastice LCA – posturografická argumentace

Název práce v AJ:

The optimal rehabilitation program after ACL reconstruction - posturographic arguments.

Datum zadání: 31. 1. 2011

Datum odevzdání: 20. 7. 2012

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Roman Hányš

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Oponent práce: Mgr. Luboš Spisar

Abstrakt v ČJ:

Poranění předního zkříženého vazů a jeho následná rekonstrukce má za následek narušení neuromuskulární kontroly a propriocepce kolenního kloubu, což vede k narušení posturální kontroly. Plyometrické cvičení může být optimálním nástrojem k znovuobnovení svalové síly poraněného kolenního kloubu a zlepšení jeho funkční výkonnosti. V praktické části diplomové práce se zabýváme efektem plyometrického cvičení v rehabilitačním programu probandů po plastice předního zkříženého vazů. Objektivizace práce byla provedena pomocí vybraných posturografických testů. Cílem práce bylo zjistit, zdali se zařazením prvků plyometrického cvičení do rehabilitace u probandů po plastice předního zkříženého vazů zlepší neuromuskulární kontrolu operovaného kolenního kloubu.

Abstrakt v AJ:

Anterior cruciate ligament injuries and its subsequent reconstruction has resulted in disruption of neuromuscular control and knee joint proprioception, leading to disruption of postural control. Plyometric training can be an optimal tool for restoring knee muscle strength and improve its functional performance. In the

practical part of the work we do in effect plyometrického exercise in rehabilitation program probands after anterior cruciate ligament reconstruction. The objectification of the work was performed by using selected posturographics tests. The aim of the work was to determine, whether the inclusion of plyometric exercise in the rehabilitation of the probands after anterior cruciate ligament reconstruction improve neuromuscular control of the knee.

Klíčová slova v ČJ:

Kolenní kloub, LCA, plastika LCA, neuromuskulární kontrola, prvky plyometrického cvičení, plyometrické cvičení, posturografie, rehabilitace

Klíčová slova v AJ:

Knee joint, ACL, ACL reconstruction, neuromuscular control, elements of plyometric training, plyometric training, posturography, rehabilitation

Místo zpracování: Olomouc

Rozsah: 104 stran, 15 stran příloh

Místo uložení: Ústav fyzioterapie – FZV UP – sekretariát/děkanát

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně za odborné pomoci
Mgr. Věry Jančíkové a uvedl jsem všechny použité literární a elektronické zdroje.

V Olomouci dne

.....

podpis

Děkuji Mgr. Věře Jančíkové za trpělivost, cenné rady a odborné vedení při vypracovávání diplomové práce. Děkuji Mgr. Janě Zapletalové, Dr. za pomoc při statistickém zpracování dat. Děkuji také všem probandům v Rehabilitačním centru Shape v Olomouci, bez nichž by práce nemohla být vytvořena.

OBSAH

1 ÚVOD.....	7
2 TEORETICKÉ POZNATKY.....	9
2.1 Funkční anatomie kolenního kloubu	9
2.1.1 Intraartikulární stabilizátory kolenního kloubu	9
2.1.1.1 LCA.....	11
2.1.1.2 LCP	12
2.1.2 Kapsulární stabilizátory kolenního kloubu.....	12
2.1.2.1 Ventrální stabilizátory kolenního kloubu	12
2.1.2.2 Mediální a posteromediální stabilizátory kolenního kloubu	13
2.1.2.3 Laterální a posterolaterální stabilizátory kolenního kloubu	14
2.1.3 Cévní zásobení zkřížených vazů.....	16
2.1.4 Nervové zásobení zkřížených vazů.....	16
2.2 Biomechanika kolenního kloubu	16
2.2.1 Kinematika kolenního kloubu.....	16
2.2.2 Biomechanika zkřížených vazů	19
2.2.2.1 LCA.....	19
2.2.2.2 LCP	20
2.3 Propriocepce, neuromuskulární kontrola a stabilita kolenního kloubu	21
2.3.1 Propriocepce kolenního kloubu	21
2.3.2 Aktivace svalů kolenního kloubu.....	22
2.3.3 Stabilita kolenního kloubu.....	22
2.4 Poranění LCA	23
2.4.1 Mechanismus poranění LCA	24
2.4.2 Rekonstrukce LCA.....	25
2.4.2.1 Štěpy.....	25
2.4.2.2 Fixace štěpu	26
2.4.2.3 Napětí štěpu	27
2.4.2.4 Rotace štěpu.....	27
2.5 Následky poranění LCA.....	28
2.5.1 Propriocepce	28
2.5.2 Svalová síla.....	28

2.5.3	Posturální kontrola	29
2.5.4	Vzorce aktivace, svalová koaktivace	29
2.5.5	Funkční výkonnost	30
2.5.6	Centrální mechanismy	30
2.5.7	Řízení pohybu a učení	31
2.6	Plyometrické cvičení	31
2.6.1	Neuromuskulární princip plyometrického cvičení.....	31
2.6.1.1	Stretch-shortening cyklus	31
2.6.2	Jak cvičit plyometrii	33
2.6.3	Plyometrické cvičení v rehabilitaci	34
2.6.4	Vlivy plyometrického cvičení po plastice LCA	34
3	CÍL A HYPOTÉZY	35
3.1	Cíl práce.....	35
3.2	Vědecké otázky a hypotézy	35
3.2.1	Vědecká otázka č. 1.....	35
3.2.1.1	Hypotézy k vědecké otázce č. 1.....	35
3.2.2	Vědecká otázka č. 2.....	36
3.2.2.1	Hypotézy k vědecké otázce č. 2.....	36
4	METODY VÝZKUMU	37
4.1	Charakteristika testovaného souboru	37
4.1.1	Plyometrická skupina	37
4.1.2	Kontrolní skupina.....	37
4.2	Vyšetřovací metody.....	38
4.2.1	Posturografie	38
4.2.1.1	Modul Smart Equitest System	38
4.2.1.2	Modul Balance Master System	38
4.3	Průběh měření	39
4.3.1	Průběh vlastního měření	39
4.3.1.1	Motor Control Test.....	39
4.3.1.2	Weight Bearing Squat	40
4.3.1.3	Unilateral stance.....	40
4.3.1.4	Step Up/Over	40
4.3.1.5	Forward Lunge.....	41

4.3.1.6	Sit To Stand	41
4.3.2	Statistické zpracování dat	41
4.3.3	Rehabilitační program po plastice LCA	42
4.3.4	Metodika plyometrického cvičení.....	42
5	VÝSLEDKY	43
5.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	43
5.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	50
6	DISKUZE	59
6.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	61
6.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2	65
	SEZNAM ZKRATEK	84
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	86
	SEZNAM TABULEK.....	87
	SEZNAM GRAFŮ	88
	SEZNAM PŘÍLOH.....	89
	PŘÍLOHY	90

1 ÚVOD

Přední zkřížený vaz (dále jen LCA) je důležitým intraartikulárním stabilizátorem kolenního kloubu, jehož primární funkcí je stabilizace působící proti ventrální translaci tibie (Hart & Štipčák, 2011, s. 19). Bývá nejčastěji poraněným vazem kolenního kloubu. K většině jeho poranění dochází při sportovních aktivitách, nejčastěji zcela bezkontaktním způsobem. Efektivní léčba poranění LCA vyžaduje pochopení základní neurofyzologie propriocepce, funkce samotného vazů, možných mechanismů, kterými LCA přispívá k neuromuskulární kontrole, jeho chirurgické rekonstrukci a významu neuromuskulárního tréninku (Liu-Ambrose, 2003, s. 495).

Rekonstrukce/ plastika LCA nejen obnoví mechanickou stabilitu kolene, ale také umožňuje pacientům, aby efektivněji trénovali propriocepti kolenního kloubu a obnovili jeho neuromuskulární kontrolu (Palm et al., 2011, online). Při náhradách ruptury vazů se nejčastěji používají 2 typy štěpů, štěp z musculus (dále m.) quadriceps femoris (dále m.QF) nebo štěp z m.semitendinosus a m.gracilis.

Součástí správné funkce kolenního kloubu po plastice LCA je optimálně zvolený rehabilitační program. Správně zvolená rehabilitace umožní pacientům co nejrychlejší návrat k běžným denním činnostem a hlavně ke sportovním aktivitám, které prováděli před zraněním. Pokud sportovci musí běhat, skákat nebo rychle měnit směr pohybu při daném sportu, pak by je rehabilitace měla připravit právě na tyto pohyby. Součástí rehabilitace by proto mohlo být i plyometrické cvičení. Plyometrické cvičení je speciální forma silového tréninku zaměřená na zlepšení neuromuskulární výkonnosti vedoucí ke stabilizaci kolenního kloubu (Myer et al., 2006, s. 345; Yoo et al., 2010, s. 829).

Předmětem zkoumání naší práce je za použití posturografických testů zjistit, zdali má zařazení prvků plyometrického cvičení do rehabilitace již v období 10-15. týdne po plastice LCA vliv na neuromuskulární kontrolu operovaného kolenního kloubu měřených probandů. Z vyhodnocených výsledků vyvodíme závěr, který by byl přínosem v rehabilitačním programu pacientů po plastice LCA.

K vyhledávání odborných článků a studií jsem využíval převážně informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci. Odborné články a studie jsem vyhledával nejčastěji v databázích Science Direct a Springer Link a ve vyhledávači Google scholar. Klíčovými slovními spojeními pro vyhledávání byly např. knee

neuromuscular control , neuromuscular control acl, acl reconstruction, plyometric training, acl plyometric, plyometric posturography. Pro diplomovou práci byly hledány informace především v cizojazyčných zdrojích v časovém období od listopadu 2011 do června 2012. Celkem bylo použito 56 článků, z nichž 54 bylo dostupných v plnohodnotných verzích, u 2 článků byl využit pouze abstrakt (viz příloha 5).

2 TEORETICKÉ POZNATKY

2.1 *Funkční anatomie kolenního kloubu*

Kolenní kloub je největším, nejsložitějším a nejprostornějším kloubem lidského těla (Gross et al., 2005, s. 434). Jedná se o kloub složený, ve kterém se stýkají 3 kosti - femur, tibia a patela, jejichž kloubní plochy jsou pokryty chrupavkou. Tyto kosti mezi sebou vytvářejí kloub femoropatelní a kloub femorotibiální (Schünke et al., 2006, s. 390). Stavby kolenního kloubu se účastní artikulující kosti, kloubní pouzdro, vazy i svaly, společně označované jako stabilizátory, dále sem patří také cévy a nervy (Čech et al., 1986, s. 13). Inkongruence styčných ploch a nestabilita mezi kloubními plochami tibie a femuru se vyrovnává tím, že jsou mezi ně vsunuty chrupavčité menisky (Dylevský, 2009a, s. 187).

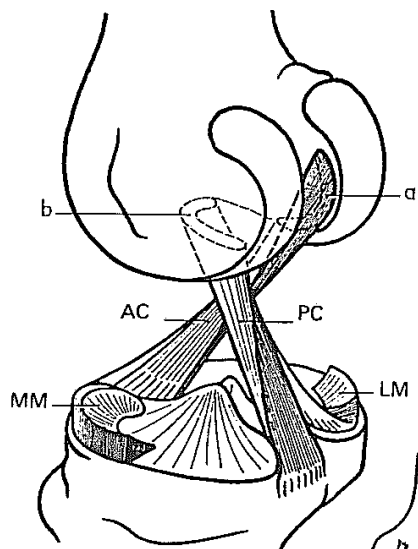
Stabilita kolenního kloubu je zajištěna hlavně mohutným vazivovým aparátem a svaly v okolí kloubu, které se zde upínají nebo začínají. Stabilizátory kolene lze rozdělit ze dvou hledisek. Z funkčního hlediska rozeznáváme 2 typy stabilizátorů – *pasivní a aktivní*. Pasivní (statické) stabilizátory představují tvary kloubních ploch, vazy a menisky. Aktivní (dynamické) stabilizátory tvoří svaly a jejich fascie. Z topografického hlediska rozeznáváme stabilizátory *intraartikulární a kapsulární* (Gallo a kol., 2011, s. 80).

2.1.1 **Intraartikulární stabilizátory kolenního kloubu**

Intraartikulární stabilizátory zahrnují LCA, zadní zkřížený vaz (dále LCP), mediální a laterální meniskus.

Zkřížené vazy jsou nejvýznamnějšími a nejmohutnějšími vazivovými stabilizátory kolenního kloubu. Nacházejí se ve fossa intercondylaris femoris a spojují femur s tibií (viz obr. 1). Označení „přední“ a „zadní“ zkřížený vaz není zcela přesné, neboť je odvozeno od tibiálního úponu obou vazů. Jejich femorální začátky jsou orientovány přesně obráceně. Jejich uspořádání se během pohybu mění, proto je popis vztažen k základnímu postavení v kolenním kloubu, tj. extenzi (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 186). Zkřížené vazy zpevňují kloub směrem ventrodorzálním. Pro zábranu translaci tibie nejsou oba vazy rozhodující. Klíčovou roli mají při redukci rotačních pohybů v kloubu, kdy spolupracují s postranními vazy (Dylevský, 2009b, s. 149).

Obrázek 1: Zkřížené vazy v prostoru
(Kapandji, 1987, s. 119)



Legenda k obrázku 1: AC – přední zkřížený vaz, PC – zadní zkřížený vaz,
MM – mediální meniskus, LM – laterální meniskus,
a – inzerce předního zkříženého vaz, b – inzerce zadního zkříženého vaz

Menisky jsou destičky tvořené vazivovou chrupavkou, dělicí dutinu femorotibiálního skloubení na femoromeniskální a meniskotibiální část (Čech et al., 1986, s. 31). Rozeznáváme meniskus mediální a meniskus laterální. Liší se svým tvarem i velikostí – jejich tvar a velikost odpovídá tvarům kloubních ploch na tibií (Čihák, 2001, s. 295). Při pohybu v kolenním kloubu se posunují směrem dorzálním a zpět, zároveň při tomto pohybu mění svoji velikost a zakřivení (Bartoníček & Heřt, 2004, 191).

Hlavní funkcí menisků je správně rozložit tlakové síly mezi femurem a tibií, vyrovnávat kloubní inkongruence, napínat kloubní pouzdro a bránit jeho uskřínutí. Při poranění LCA je velmi důležitá i jejich funkce stabilizační (Griffin, 1995, s. 10-12).

Menisky jsou vystaveny velkému zatížení. Při extendovaném kloubu absorbují až 50% tlaku působícího na kolenní kloub, při flexi tato hodnota roste až na 90% (Dylevský, 2009a, s. 189).

Mediální meniskus je větší a poloměsíčitý. Jeho rohy se upínají na ventrální a dorzální interkondylární plochu. Jeho střední část je pevně srostlá s dorzální částí LCM. Je tedy fixován ve 3 místech, proto je méně pohyblivý a bývá častěji poškozen.

Laterální meniskus je menší a kruhového tvaru. Vzhledem ke svému tvaru je upevněn jen v jednom místě. Je tedy značně pohyblivý a proto méně náchylný na poranění (Dylevský, 2009b, s. 148).

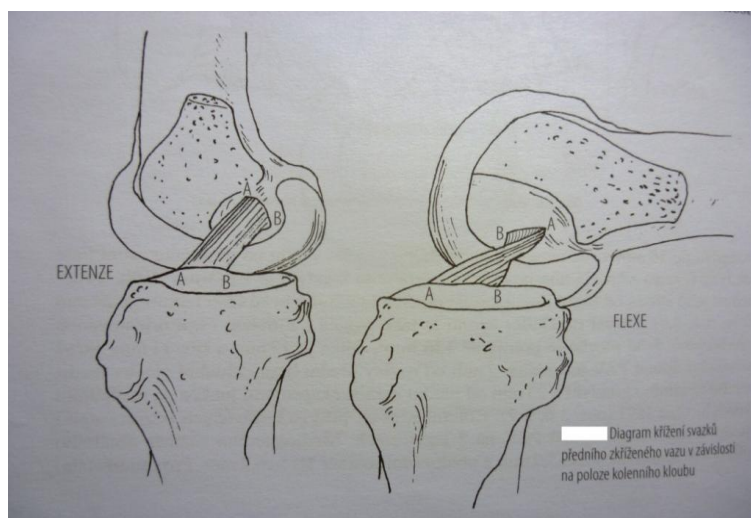
2.1.1.1 LCA

LCA je jediným intraartikulárním vazem kolenního kloubu, který nemá žádný kapsulární úpon (Hart & Štipčák, 2011, s. 13). Femorální začátek LCA se nachází v malé oválné plošce v dorzální části mediálního okraje laterálního kondylu femuru. Vaz směřuje šikmo dolů, lehce mediálně a upíná se na oválnou plošku v area intercondylaris anterior na tibiai. Tibiální úpon vazů je mnohem širší a větší než jeho femorální začátek (Fu & Cohen, 2008, s. 23-25). Samotný vaz lze rozdělit na 2 části. *Anteromediální* (dále AM) část je delší (3-4cm), ale slabší a při úplné extenzi vytváří horní a přední okraj vazů. *Posterolaterální* (dále PL) část je kratší (2-3cm), ale silnější a při extendovanémoleni vytváří zadní a spodní část vazů. Obě části se při 90° flexi ve svém středu kříží (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 181) (viz obr. 2). Dle Kapandjiho (1987, s. 114) je mezi AM a PM částí LCA třetí část intermediální.

Průměrná délka LCA je 31-38mlm. a jeho průměrná šířka 11mlm., tj. pouze třetinová s porovnáním s úponovými místy (Hart & Štipčák, 2011, s. 16).

Primární funkcí LCA je stabilizace působící proti ventrální translaci tibie, sekundární funkcí je stabilizace proti rotaci tibie, hyperextenzi kolena a proti varóznímu a valgóznímu násilí. (Hart & Štipčák, 2011, s. 19; Kapandji, 1987, s. 122).

Obrázek 2: Křížení vláken LCA během pohybu (Hart & Štipčák, 2011, s. 16)



2.1.1.2 LCP

Běží od mediálního kondylu femuru, směřuje kaudálně a dorzálně a upíná se do area intercondylaris posteriori na tibia. Vaz lze rozdělit opět na 2 části – kratší, silnější *posteromediální* (dále PM) část a delší, slabší část *anterolaterální* (dále AL) (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 186-7). Přestože je LCP stejně dlouhý jako LCA, je přibližně o třetinu silnější. Stává se tedy nejsilnějším vazivovým stabilizátorem kolenního kloubu (Dylevský, 2009, s. 149).

Funkcí LCP je stabilizace působící proti dorzální translaci tibie a omezení zevní rotace bérce (Griffin, 1995, s. 13).

2.1.2 Kapsulární stabilizátory kolenního kloubu

Jsou tvořeny stabilizátory jak pasivními, tak i aktivními. Základem je kloubní pouzdro. Kapsulární stabilizátory můžeme rozlišit na 3 hlavní skupiny:

- *ventrální stabilizátory kolenního kloubu*
- *mediální a posteromediální stabilizátory kolenního kloubu*
- *laterální a posterolaterální stabilizátory kolenního kloubu*

Přechod mezi těmito skupinami je plynulý, části, které je tvoří, se mezi sebou vzájemně prolínají (Čech et al., 1986, s. 18).

2.1.2.1 Ventrální stabilizátory kolenního kloubu

Tuto skupinu tvoří extenzní aparát kolenního kloubu, složený m.QF, pately, ligamentum patellae a systémem retinakul pately (Dungl, 2005, s. 953).

M.QF je jediným extenzorem kolenního kloubu, zároveň je i hlavním dynamickým stabilizátorem pately, největší sezamské kosti v těle, která šlachu zesiluje. M.QF je složen ze čtyř hlav, tři hlavy jsou jedno-kloubové (*vastus medialis*, *vastus lateralis* a *vastus intermedius*), čtvrtá hlava je dvoj-kloubová (*m.rectus femoris*) (Kapandji, 1987, s. 136). **M.rectus femoris** vytváří nad kolenním kloubem úzkou dlouhou šlachu, která splývá se šlachou m.vastus intermedius. Společně přibírají patelu a jako ligamentum patellae se upínají na tuberositas tibie. **M. vastus intermedius** leží nejhluběji a je nejmohutnější. Vytváří mohutnou šlachu, která směřuje na bázi pately a její okrajová vlákna srůstají s mm.vastii. **M.vastus medialis** má mezi ostatními částmi m.QF důležité postavení (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 194-5). Griffin (2005,

s. 17) rozlišuje 2 typy různě orientovaných vláken. Jeho kraniální vlákna (*vastus medialis longus*) probíhají vertikálně v úhlu asi 15 až 20°, distální vlákna (*vastus medialis obliquus*) vzhledem k dlouhé ose femuru v úhlu 50° až 70°, dosahují až těsně k patele. Zde vytvářejí silnou krátkou šlachu, která se upíná na bázi pately i na její proximální okraj. Distální část *m.vastus medialis* má důležitý význam pro dynamickou stabilizaci pately, kdy zabraňuje jejímu laterálnímu posunu. **M.vastus lateralis** asi 3 cm nad bázi pately vytváří silnou šlachu, která se pomocí mediálních snopců upíná na vnější okraj báze pately. Funkce je antagonistická jejímu mediálnímu protějšku (Bartoniček & Heřt, 2004, s. 194-5).

Mm.vastii stabilizují kolenní kloub a *m.rectus femoris* provádí synchronizovanou extenzi v kolenním a flexi v kyčelním kloubu. Stabilizace kolenního kloubu je zajištěna plnou extenzí vzniklou kontrakcí *m.QF*, patela se při této kontrakci posouvá směrem proximálním a laterálním. Korekci laterálního posunu pately zajišťuje *m.vastus medialis*, který ji táhne do střední polohy a společně s *m.vastus lateralis* optimalizuje její polohu a tím i její přitlačnou sílu (Dylevský, 2009b, s. 151).

Ligamentum patellae je pokračováním a hlavním úponem *m.QF*. Probíhá od pately až k tuberositas tibie a je dlouhé od 4 do 7 cm, široké od 3 do 8 mm (Dylevský, 2009b, s. 153).

Retinacula patellae jsou postranní části šlachy *m.QF*. Laterální retinaculum je navíc mohutně zesíleno spojením s přední úponovou částí tractus iliotibialis. Obě retinakula zabraňují vybočení pately do stran (Griffin, 1995, s. 18).

2.1.2.2 Mediální a posteromedální stabilizátory kolenního kloubu

Útvary na této straně kloubu odolávají abdukčním a zevně rotačním silám. Základem je kloubní pouzdro, které zesiluje ligamentum collaterale mediale (dále LCM), úpon pes anserinus, šikmý kapsulární vaz, úpon *m.semimembranosus*, ligamentum popliteum obliquum (dále LPO) a začátek mediální hlavy *m.gastrocnemius* (Griffin, 1995, s. 13-15).

LCM je nejvýznamnější stabilizátor na vnitřní straně kolenního kloubu. Jedná se o široký a plochý vaz, který začíná na vnitřní straně mediálního kondylu femuru. Je složen z předních a zadních vazivových vláken. Přední dlouhá vlákna směřují distálně a lehce ventrálně, zadní krátká šikmá vlákna míří dorzokaudálně. Obě vlákna se upínají na mediálním a dorzálním okraji tibie těsně pod kloubní štěrbinou (Dylevský,

2009b, s. 149; Kapandji, 1987, s. 104; Schünke et al., 2006, s. 395). LCM srůstá s kloubním pouzdrům a jeho prostřednictvím i s mediálním meniskem (Čihák, 2001, s. 295). LCM je stabilizátorem abdukce a zevní rotace bérce (Dungl, 2005, s. 953).

Pes anserinus je jedinou strukturou na mediální straně kloubu, která nemá přímý vztah ke kloubnímu pouzdru. Vytvářejí ho šlachy m.sartorius, m.semimembranosus a m.gracilis. Těsně před úponem spolu tyto 3 šlachy srůstají a vytvářejí jednu společnou šlachu, která se upíná na mediální plochu tibie mezi tuberositas tibie a úpon LCM (Bartoniček & Heřt, 2004, s. 188).

Šikmý kapsulární vaz tvoří zesílená femoromeniskální vlákna dorzální třetiny pouzdra. Jeho vlákna se táhnou od mediálního kondylu femuru a upínají se na posteromediální okraj mediálního menisku a také na horní okraj mediálního kondylu tibie (Čech et al., 1986, s. 23).

M.semimebranosus je hlavním dynamickým stabilizátorem mediální strany kolenního kloubu. Jeho úpon patří mezi nejsložitější svalové úpony lidského těla. Ve výši kloubní štěrbině se šlacha svalu mírně oplošťuje a její centrální část je upnuta na posteromediální plochu mediálního kondylu tibie. Z této centrální části šlachy vycházejí čtyři periferní úponové porce: mediální, ventrální, distální a laterální (Bartoniček & Heřt, 2004, s. 195; Griffin, 1995, s. 13-14).

LPO je silný vaz, který se odděluje z úponové části m.semimembranosus. Není proto považován jako pravý vaz, jen část šlachy svalu. Svoji přední plochou přirůstá ke kloubnímu pouzdru. Míří lateroproximálně a upíná se u začátku laterální hlavy m.gastrocnemius (Čihák, 2001, s. 301).

Mediální hlava m.gastrocnemius společně s dorzální plochou pouzdra začíná na okraji mediálního kondylu femuru. Sval běží laterálně od šlachy m.semimembranosus. Díky svému zevnímu okraji se připojuje ke své laterální hlavě a společně s ní ohraničují distální okraj fossa poplitea (Bartoniček & Heřt, 2004, s. 197).

2.1.2.3 Laterální a posterolaterální stabilizátory kolenního kloubu

Útvary na této straně kolene odolávají addukčním a vnitřně rotačním silám a společně zabraňují ventrální translaci laterálního kondylu tibie. Řadíme sem ligamentum collaterale laterale (dále LCL) , tractus iliotibialis, m.biceps femoris (dále m.BF), ligamentum popliteum arcuatum (dále LPA), m.popliteus a laterální hlavu m.gastrocnemius (Griffin, 1995, s. 15-17).

LCL začíná na vnější hraně laterálního kondylu femuru, jde mírně šikmo, dolů dozadu a upíná se na hlavičku fibuly (Kapandji, 1987, s. 104). Je primárním stabilizátorem addukce bérce (Dungl, 2005, str. 953).

Dalším laterálním stabilizátorem je **tractus iliotibialis**. Jedná se o silný dynamický stabilizátor s komplikovaným úponem, který lze rozdělit na 2 části. Z ventrální části se upíná m.tensor fasciae latae, dorzálně pak povrchové snopce m.glutaeus maximus. O vlastním iliotibiálním traktu můžeme hovořit až od úrovně velkého trochanteru (Griffin, 1995, s. 16; Čech et al., 1986, s. 26).

M.BF je složen ze dvou hlav. Jeho úponová šlacha vzniká celkem vysoko nad kloubem ze své dlouhé hlavy. Krátká hlava svalu se pomocí svých svalových snopců upíná přímo na mediální stranu této šlachy. Sval se upíná na hlavičce fibuly ve tvaru podkovy, v jejímž středu se nachází úpon LCL. Malá část šlachy, nacházející se laterálně od vazy, jde z hlavičky fibuly ventrálně až na laterální kondyl tibie, kde se upíná. Proto m.BF působí jako dynamický stabilizátor tibiofibulárního kloubu (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 196).

M.popliteus se skládá ze dvou částí. Laterální část svalu začíná mohutnou šlachou ve žlábků těsně před laterálním kondylem femuru v blízkosti začátku LCL. Dále šlacha pokračuje mediálně a přitom prominuje svou přední plochou do kloubní dutiny. Mediální část svalu je asi dvakrát širší než laterální část. Začíná na zadním rohu laterálního menisku. Krátký aponeurotický začátek přechází ve svalové bříško, které se spojuje s laterální částí svalu. Obě hlavy jdou společně mediokaudálně a pomalu se rozšiřují. Sval se upíná na tibií těsně u okraje LCL (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 197-8). M. popliteus má pro laterální část kloubu důležitý stabilizační význam - stabilizuje posterolaterální vazy a zadní roh laterálního menisku. Je také jediným svalem, který má rotační efekt, když je koleno extendováno (Griffin, 1995, s. 15-16).

LPA je složen ze dvou vazivových pruhů. Obě raménka pokrývají dorzální plochu šlachy m.popliteus. Zadní raménko se kolem této šlachy točí mediálně, jde po horním okraji m.popliteus a zanořuje se pod LPO. Přední raménko míří vpřed a laterálně směrem k laterálnímu kondylu femuru. Vaz bývá velmi variabilní, často neúplný (Čihák, 2001, s. 301).

Laterální hlava m.gastrocnemius je podobná svému mediálnímu protějšku. Nad začátkem laterální hlavy začíná m.plantaris probíhající distálně po mediálním okraji svalu (Čech et al., 1986, s. 30).

2.1.3 Cévní zásobení zkřížených vazů

Cévní zásobení zkřížených vazů je bohaté. Cévy vyživující zkřížené vazy přicházejí z oblasti jejich začátků a úponů. Cévy probíhají na povrchu obou zkřížených vazů v subsynoviálním vazivu a míří směrem ke střední části každého vazů. Přitom se větví a zanořují se mezi jednotlivé vazivové snopce. V proximální části je LCA vyživováno z arteria genua, distální část LCA je z Hoffova tělesa (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 204-205; Čihák, 2001, s. 306).

2.1.4 Nervové zásobení zkřížených vazů

Vazivové struktury kolenního kloubu jsou inervovány velmi bohatě. Nejbohatší senzitivní zásobení můžeme nalézt v kloubním pouzdru u zkřížených vazů. Do LCA přicházejí nervová vlákna z větve nervus tibialis (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 205-206). V LCA nalezneme spoustu mechanoreceptorů a volných nervových zakončení, poskytující kloubu aferentní informace (Ageberg, 2002, s. 205).

2.2 Biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub má jako nosný kloub dolní končetiny 2 hlavní funkce: umožňuje potřebný rozsah pohybů mezi femurem a tibií a zajišťuje optimální přenos tlakových sil, které vznikají činností svalů a hmotností těla (Čech et al., 1986, s. 47). Vzhledem ke složité stavbě svého vazivového aparátu je biomechanika kolenního kloubu velice komplikovaná (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 208-9).

2.2.1 Kinematika kolenního kloubu

V kolenním kloubu je teoreticky možné provést 6 druhů pohybů – 3 rotační (flexe/extenze, vnitřní/zevní rotace, abdukce/addukce) a 3 translační pohyby (ventrální/dorzální translace tibie, komprese/distrakce, mediální/laterální translace tibie, která je ale možná pouze při poškození vazivového aparátu) (Griffin, 1995, s. 7; Dungal, 2005, s. 953).

Plná **extenze** je základním postavením kolenního kloubu. Při extenzi jsou napnuty postranní vazy a všechny vazivové útvary na dorzální straně kloubu. Femur, menisky a tibie na sebe pevně vzájemně naléhají. Tento stav se označuje jako „uzamknuté koleno“ (Valenta et al., 1999, s. 178). Po uzamknutí kolena lze provést ještě malý extenční pohyb do hyperextenze v rozsahu asi 5°. U jedinců se zdravým kolenním kloubem by však neměla být větší jak 15°. Hyperextenze je limitována napětím LCA, PM části LCP, nalehnutím kondylů femuru na přední část obou menisků a napětím flexorů kolenního kloubu.

Flexi lze provést až do 160° rozsahu, avšak aktivně pouze do 140°. Poté na sebe naléhají flexory stehna a bérce a tím se pohybu zamezí. Zbývajících 20° lze provést pouze pasivně, např. dotažením nebo působením hmotnosti těla při dřepu (Kolář et al., 2009, s. 162-3).

Flexe – extenze je pohyb, který se děje převážně v sagitální rovině a vzhledem ke geometrickým poměrům kloubních ploch, menisků i vazů se jedná o pohyb, při kterém se kombinují 3 pohybové děje: počáteční rotace, valivý pohyb a pohyb posuvný (Griffin, 1995, s. 7; Čihák, 2001, s. 303).

Počáteční rotací (prvních 5° flexe) při níž se tibie točí dovnitř, dochází k uvolnění postranních vazů a LCA. Osa této rotace jde z hlavičky femuru na střed laterálního kondylu, takže laterální kondyl femuru se otáčí, mediální se posouvá. Při fixované noze (v uzavřeném kinematickém řetězci) se femur otáčí zevně, při noze volné (v otevřeném kinematickém řetězci) dojde k vnitřní rotaci tibie. V této fázi pohybu dochází k odemknutí kolena. Rozsah rotací se zvětšuje s rostoucí flexí, hlavně během prvních 30° flexe (Čihák, 2001, s. 303). Největší rozsah rotačních pohybů je mezi 45°–90° stupni flexe. Následuje **valivý pohyb** kondylů femuru po tibii a meniscích. V závěrečné fázi flexe, při níž se stále zmenšuje kontakt femuru s tibí a menisky se po tibii posouvají směrem dorzálním, dochází ke **klouzavému (posuvnému)** pohybu (viz obr. 3). Konečná fáze flexe je tedy dokončena v meniskotibiálním kloubu, přičemž posun laterálního menisku po tibii je větší než posun menisku mediálního (Kolář et al., 2009, s. 162). Při flexi kolena je pohyb zajištěn pomocí zkřížených vazů, které brání dalším nežádoucím posuvným pohybům kostí. Patela se při flexi posouvá distálně, při extenzi proximálně. Rozsah jejího

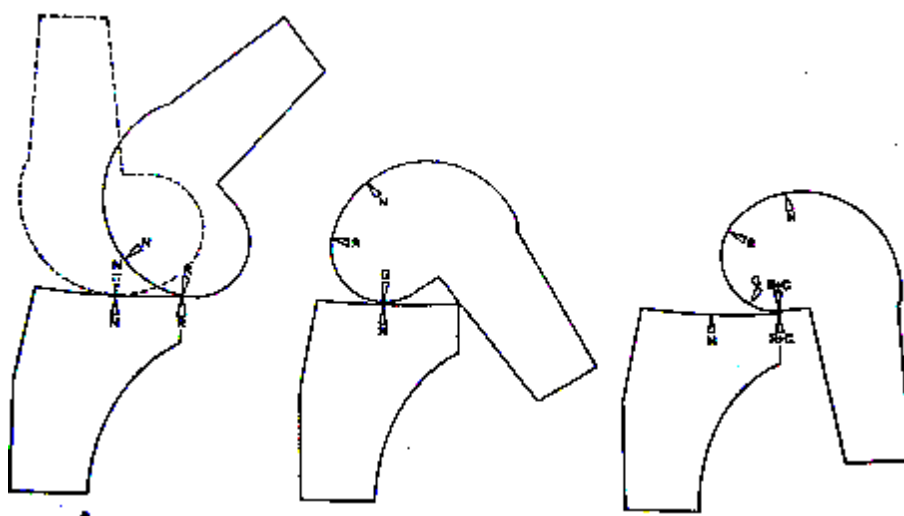
pohybu je 5-7cm (Dylevský, 2009b, s. 150). Během flexe je koleno nestabilní a vazy a menisky jsou více náchylné k poranění (Kapandji, 1987, s. 64).

Při extenzi dochází k téměř procesu, ale v opačném pořadí. Nejprve dojde k posuvnému pohybu kondylů femuru vpřed, následuje jejich valivý pohyb a pohyb se dokončuje rotací, působící v opačném směru než rotace počáteční a následně dojde k uzamknutí kolenního kloubu (Kolář et al., 2009, s. 162-3; Čihák, 2001, s. 303-306).

Hlavní příčinou těchto pohybů je tvar kloubních ploch a uspořádání hlavních kolenních vazů. Vzájemnou koordinaci těchto 3 pohybů zajišťují hlavně zkřížené vazy. Jakákoliv změna umístění začátku nebo úponu zkřížených vazů nebo změna jejich délky, má za následek změnu základních biomechanických vlastností kolenního kloubu (Čech et al., 1986, s. 50).

Obrázek 3: Kombinace valivého a posuvného pohybu během flexe kolenního kloubu

(Pariesen, J, S, 1988 in Griffin 1995, s. 9)



Rotace v kolenním kloubu je závislá na stupni flexe. Vlastní rotace závisí hlavně na uspořádání vazivového aparátu kloubu. Při úplné extenzi jsou rotační pohyby prakticky nemožné kvůli napětí skoro všech vazů. Rozsah rotací se zvětšuje s rostoucí flexí, hlavně během prvních 30° flexe. Největšího rozsahu rotace dosahuje koleno zhruba v 45°-90° flexi (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 208). Údaje rozsahů rotací se mezi

autory odlišují. Dylevský (2009b, s. 150) udává rozsah rotací v této poloze asi 7° vnitřní a zevní rotace asi 21°. Kolář et al. (2009, s. 163) uvádí rozsah vnitřní rotace 10°, vnější 30°-40°, Bartoníček & Heřt (2004, s. 207-8) přiřazují 17° rotaci vnitřní a 21° rotaci vnější.

Důležitým prvkem se zdá být průběh obou zkřížených vazů. Zatímco LCP probíhá více vertikálně, sklon LCA je výrazně větší, což při rotaci umožňuje větší volnost laterálnímu kondylu femuru než kondylu mediálnímu (Kolář et al., 2009, s. 163). Rotace probíhají převážně v meniskotibiálním skloubení za současného posunu menisků. Při **zevní rotaci** bérce se mediální kondyl tibie sune vpřed a laterálně, zatímco laterální kondyl tibie se posouvá vzad a mediálně. Tímto mechanismem se mediální kondyl femuru dostává do kontaktu se zadním rohem mediálního menisku a laterální kondyl femuru do kontaktu s předním rohem menisku laterálního. Rozsah zevní rotace je dán především napětím LCM. Při **vnitřní rotaci** se odehrává celý děj obráceně. Kromě laterálních kapsulárních stabilizátorů zde hraje nejvýznamnější roli LCA. Na omezení pohybu se dále podílí LCL, iliotibiální trakt, *PL* část pouzdra a laterální meniskus (Bartoníček & Heřt, 2004, s. 208).

2.2.2 Biomechanika zkřížených vazů

Hlavní funkcí vazů kolenního kloubu je zajištění stabilizace kloubu, kontrola jeho kinematiky a zabraňování abnormálním posunům a rotacím kloubních ploch, které by mohly zapříčinit jeho poškození (Hart & Štipčák 2011, s. 18).

Kolenní kloub je nejvíce stabilní při plné extenzi, kdy jsou napnuty všechny hlavní vazy i dorzální část kloubního pouzdra. Výjimku tvoří jen *PM* část LCP. Naopak nejmenšího napětí vazů a tudíž i nejmenší stability dosahuje kolenní kloub mezi 30° až 60° flexe (Čech et al., 1986, s. 56).

2.2.2.1 LCA

LCA je zodpovědný za 85% stability plně zatíženého kolenního kloubu při jeho 30° flexi. S rostoucí flexí se toto procento snižuje. LCA společně s LCP jsou jedním ze základních faktorů správné biomechaniky kolena. V poslední době se přikládá LCA také větší význam pro stabilitu kolenního kloubu při rotacích. Při jeho poranění

dochází k výraznějším rotačním pohybům kolena při 10-30° flexi (Hart & Štipčák 2011, s. 23).

Při plné extenzi je LCA celý napnutý, hlavně jeho *PL* část. Při 15° flexi začíná jeho napětí pomalu klesat a své maximální relaxace dosahuje mezi 30° až 40° flexe. S další narůstající flexí začíná napětí opět narůstat, takže při 90° flexi v kolenním je vaz opět silně napnutý, hlavně jeho *AM* část. (Čech et al., 1986, s. 56). Při pohybu do zevní rotace je vaz uvolněn. Napínat se začíná až v krajní poloze. Při vnitřní rotaci je silně napnutý (Kapandji, 1987, s. 126).

Chybějící funkci poraněného vazů lze kompenzovat zvýšenou aktivitou hamstringů. Stabilizují kloub proti nadměrné síle *m.QF*, která zvyšuje ventrální translaci tibie. Proto jsou synergisty LCA. Extenzory kolenního kloubu tedy působí jako jeho antagonisté (Gross et al., 2005, s. 437).

2.2.2.2 LCP

Při plné extenzi je napnutá jen *PM* část vazů, která během prvních 20° flexe relaxuje. Napínat se ale začíná *AL* část vazů (Čech et al., 1986, s. 56). Kolem 30° flexe se vaz začíná napínat jako celek a svoje napětí si udržuje až do konečné fáze pohybu. Při vnitřní rotaci je uvolněný, při zevní rotaci se napíná (Kapandji, 1987, s. 126). Při rotacích nemá LCP takový význam jako LCA.

Synergistou LCP je *m.QF*.

2.3 *Propriocepce, neuromuskulární kontrola a stabilita kolenního kloubu*

Přechodem člověka k bipedální chůzi se koleno nachází mezi dvěma dlouhými pákami tvořené femurem a tibií a měkké tkáně musí odolávat vysokým momentům sil. Neuromuskulární mechanismy, které kolenní kloub kontrolují a vycházejí z něj, se proto stávají složitějšími. Neuromuskulární kontrola kolenního kloubu se podílí na správné koordinaci a načasování stabilizačních svalů, optimálního zapojení vzorců aktivace, optimalizuje reakční časy a momenty sil. Neporušená neuromuskulární kontrola kolenního kloubu je základem jeho správné funkce. Důležitým aspektem správné funkce neuromuskulární kontroly je také nenarušení propriocepce. Mezi stavem měkkých tkání a propriocepčí je velmi úzký vztah. Jakékoliv poranění kolenního kloubu se projeví poruchou propriocepce, což následně vede ke zhoršení kontroly jeho dynamické stabilizace (Mayer & Smékal, 2004, s. 112; Lephart & Fu, 2000, s. 15-16).

2.3.1 *Propriocepce kolenního kloubu*

V cíleně řízeném pohybu hraje významnou roli propriocepce (Véle, 2006, s. 40). Propriocepce je aferentní informace z mechanoreceptorů primárně uložených ve svalech, kloubech, šlachách a vazech, podávající informaci do centrálního nervového systému (dále CNS) o aktuálním stavu pohybové soustavy, o pozici (statestézii) a pohybu (kinestézii) jednotlivých částí těla. Po vyhodnocení těchto informací v CNS dochází následně k eferentní úpravě celkové postury (Králiček, 2004, s. 94; Ageberg, 2002, s. 205).

V propriocepčí kolenního kloubu hraje společně s ostatními kolenními strukturami výraznou roli LCA. Dříve byl považován pouze jako pasivní stabilizátor kloubu, ale poslední dobou byla rozpoznána senzorická funkce vazů ve vztahu k funkční kloubní stabilitě po jeho zranění (Ageberg, 2002, s. 205). LCA zajišťuje statickou a dynamickou stabilitu kolenního kloubu. Dynamická stabilita je podpořena specifickými vazivovými receptory přítomných ve vazů, které shromažďují mechanické informace a jsou zapojeny do posturální kontroly (Angoules et al., 2011, s. 76; Ihara et al., 2008, s. 478). Jsou to Rufiniho nebo Paciniho tělíska, Golgiho šlachové orgány i menší množství volných nervových zakončení. Rychle přizpůsobivé

mechanoreceptory (Paciniho tělíska) jsou pokládány za zprostředkovatele vnímání pohybu v kloubu, zatímco pomalé mechanoreceptory (Ruffiniho tělíska nebo Golgiho šlachové orgány) zprostředkovávají vnímání polohy kloubu (Lee et al., 2009, s. 387; Solomonov & Krogsgaard, 2001, s. 64-65).

Tyto receptory se vyskytují nejen v samotném vazů, ale také v oblasti jeho femorálního a tibiálního úponu, stejně jako v synoviální vrstvě, která vaz překrývá (Pavlů, Novosádová, 2001, s. 179).

2.3.2 Aktivace svalů kolenního kloubu

Důležitým faktorem, majícím vztah ke správné funkci LCA a zamezení jeho poškození, je časové rozložení stabilizace kolenního kloubu ve ventrodorzálním a v mediolaterálním směru hlavně za těchto situací: ve stejné fázi chůzového cyklu, při doskoku a při kontrole silových momentů působících ventrální translaci tibie (Mayer & Smékal, 2004, s. 113).

Pro dynamickou podporu funkce LCA se při těchto situacích musí nejprve aktivovat hamstringy, poté mm.vasti a na závěr mm.gastrocnemii. Tyto poznatky objasňují obecné údaje o tom, že hamstringy jsou agonisty LCA. Platí to ovšem jen tehdy, pokud je jejich aktivace optimálně načasována do uvedených stabilizačních vzorců. Pro správnou stabilizaci je také nutná vyvážená koaktivace laterálních (m.BF) a mediálních (semisvaly) hamstringů. Při výraznějším načasování aktivace ve prospěch m.BF dochází k destabilizaci kloubu, především vůči silám vnitřně rotujícím tibii, proto se musí semisvaly včas a adekvátně aktivovat. Důležitá je také vyváženost aktivace mezi m.vastus medialis a m.vastus lateralis. V poslední řadě je důležitá koaktivace mezi mm.vasti a mm.gastrocnemii. Předčasná aktivace mm.vasti představuje další rizikový faktor vedoucí k poškození LCA (Mayer & Smékal, 2004, s. 113).

2.3.3 Stabilita kolenního kloubu

Anatomii kolenního kloubu tvoří systém kostních, kontraktálních i nekontraktálních struktur, které dohromady poskytují společnou statickou stabilitu kloubu.

Dynamickou stabilitou kolene se chápe schopnost kloubu zůstat stabilní, i když je vystaven rychle se měnícímu zatížení, které se vyskytuje v průběhu dané aktivity.

Dynamická stabilita závisí na integraci mezi tvarem kloubních ploch, stavem měkkých tkání, zatížení působícímu na kloub a jeho svalové aktivaci (Williams et al, 2001, s. 546). Obecně platí, že vazivový aparát kloubu pracuje synergicky, aby kloubu poskytl adekvátní stabilitu. Kromě toho, síly působící na kloub, vzniklé zatížením a svalovou aktivitou, poskytují další stabilitu. Neuromuskulární systém tuto spolupráci upravuje. Pokud jsou vazy vystaveny vysokému zatížení, ostatní stabilizační síly jsou povinny udržet jejich napětí v bezpečném rozsahu. Ve zdravém kolenu dochází k vyslání aferentní informace z vazy přes CNS do svalů. Když je vaz příliš natažen, jsou do svalů, které jsou jeho synergisty, vysílány silné impulzy. Následná svalová kontrakce ochrání vaz před jeho poškozením. Nicméně, reflex z nervových zakončení LCA má příliš dlouhou latenci pro aktivaci svalů, aby se zabránilo jeho rupturám při sportovních úrazech (Solomonov & Krogsgaard, 2001, s. 67-68; Chimera et al, 2004, s. 27).

2.4 Poranění LCA

Ruptura LCA je nejčastějším vazivovým poraněním kolenního kloubu, zastupující téměř polovinu všech svých vazivových poranění (Herrington et al., 2009, s. 149). Jako jediný vaz kolenního kloubu nemá žádný vztah ke kloubnímu pouzdru. Nedá se proto vyšetřit pohledem ani palpací. U poranění vazy se pro správnou diagnostiku spoléháme na anamnézu, klinické testy a zobrazovací metody, popřípadě na artroskopické vyšetření.

Ruptury LCA nejčastěji vznikají u sportující části naší populace, převážně u mladších lidí. Mezi nejvíce rizikové sporty patří lyžování, kopaná, házená a košíková (Hart & Štipčák 2011, s. 25).

Ženy mají vyšší riziko poranění LCA než muži. Tento trend je dán několika faktory, především větší kloubní laxitou, hormonálními vlivy, menší svalovou hmotou, pomalejší svalovou odpovědí generováním síly u ženské populace (Abernethy et al., 2005, s. 107).

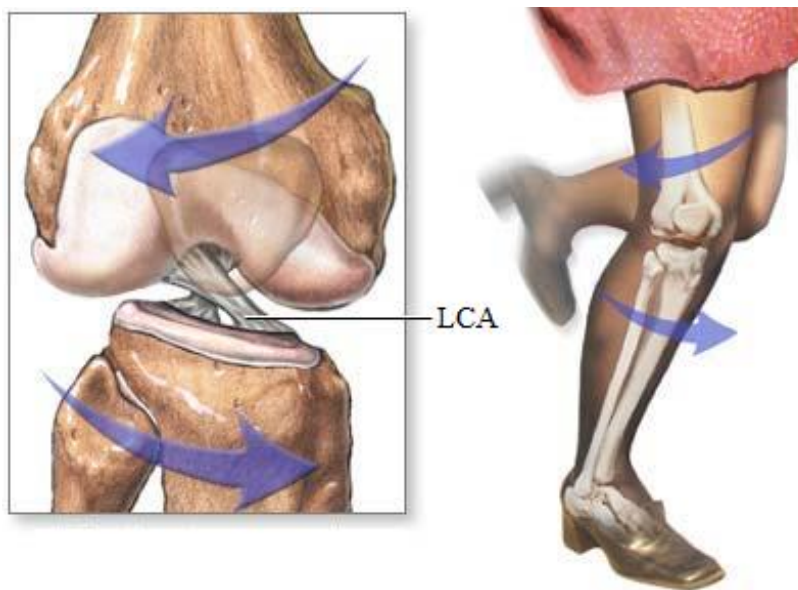
Poranění LCA je asi 10x častější než poranění LCP (Dungl, 2005, s. 953).

2.4.1 Mechanismus poranění LCA

K poranění dochází nejčastěji při sportu. 70% všech poranění LCA vzniká bezkontaktně, zbylých 30% vzniká působením vnější síly, jako např. kontakt protihráče nebo pomocí jiného předmětu. Bezkontaktní poranění LCA nejčastěji nastává při brzdění pohybu, náhlé změně směru, dopadu při výskoku s nedostatečnou flexí kolenního a kyčelního kloubu nebo při výpadku koncentrace z důvodu neočekávaného nuceného směru pohybu. Bezkontaktní poranění LCA se obvykle vyskytuje během brzdění pohybu v kombinaci se změnou směru, zatímco noha zůstává v uzavřeném řetězci. Noha je v uzavřeném řetězci, tibia je vnitřně rotována a koleno je téměř v extenzi (0-20° flexe). Pokud sportovec změni směr pohybu, výsledkem je nadměrná torzní síla, která může vést až k ruptuře LCA (Silvers & Mandelbaum, 2011, s. 19) (viz obr. 4).

Kromě ruptury LCA často dochází i k distenzi dorzální části kloubního pouzdra, zároveň mohou být také odtrženy oba menisky v okolí jejich zadních rohů. Typické pro lézi LCA je i výrazná oteklost kloubu a vznik kloubního výpotku (Čech et al., 1986, s. 142). 30 – 50% pacientů udává slyšitelné prasknutí – „pop“ fenomén (Dungl, 2005, s. 966).

Obrázek 4: Mechanismus poranění LCA
(<http://sportsofboston.com/tom-brady-injury/>)



2.4.2 Rekonstrukce LCA

Cílem rekonstrukce LCA po jeho ruptuře náhradním volným štěpem je obnovení stability kolenního kloubu, ochrana menisků a kloubní chrupavky. Mezi základní principy úspěšné náhrady vazů patří:

- Dostatečně pevný štěp
 - Respektování anatomické průběhu vazů
 - Optimální napětí štěpu
 - Zamezení impingementu štěpu
 - Pevná fixace štěpu
 - Časný pohyb a funkční rehabilitace
- (Dungl, 2005, s. 966-967; Siliski, 1994, s. 198).

2.4.2.1 Štěpy

Pro plastiku LCA existuje několik možností výběru štěpu. Typ štěpu volíme v závislosti na věku pacienta a jeho sportovní aktivitě. Pro primární náhrady vazů se zpravidla používají autologní štěpy, alogenní náhrady používáme ve vybraných případech u revizních operací. Z autologních náhrad se nejčastěji používají šlachy m.semitendinosus a m.gracilis nebo náhrada ze střední třetiny ligamentum patellae s kostními bločky z pately a tibie.

Nejvíce pevný je štěp při implantaci. V prvních dvou měsících dochází k osídlení fibroblasty, následuje remodelace a novotvorba cévního zásobení. Toto období trvá 10 měsíců. V následující fázi, která trvá přibližně 2 roky, dochází ke zrání kolagenu. Teprve po 3 letech je nový štěp plně přestavěn a stává se histologicky ligamentem (Hart & Štipčák, 2011, s. 158).

- *Šlachy z hamstringů (ST-G)*

Dají se použít jako jedno-dvou nebo čtyř-svazkové. Nejpevnější náhradu tvoří štěp čtyřsvazkový, složený z každého svalu po dvou svazcích (Hart & Štipčák, 2011, s. 158-9). Pokud je šlacha m.semitendinosus dostatečně dlouhá a kvalitní, lze ji použít samostatně bez odběru šlachy m.gracilis (Gallo a kol., 2011, s. 82). Výhodami štěpu z hamstringů jsou: snadnější protažení vrtnými kanály v tibii a femuru pro operátory, využití toho štěpu u pacientů před uzavřením růstových štěrbin, menší výskyt

patelofemorální bolesti, menší bolest při podřepu a menší omezení extenze. Nevýhodami jsou: pomalejší vrůst štěpu ve srovnání s B-T-B štěpem a vzdálenost fixace štěpu od kloubní plochy (Engelen van Melick et al., 2012; Dungal, 2005, s. 968). Štěp ze šlachy hamstringů je indikován hlavně rekreačním sportovcům, starším lidem ale i výkonnostním sportovcům, například atletům (Gallo a kol., 2011, s. 82).

- *Patelární šlacha (B-T-B)*

Štěp s kostními bločky z pately a tuberositas tibie. Tento štěp je mechanicky velmi pevný, s dobrou fixací a vrůstem do kostních kanálů (Gaudot et al., 2009, s. 28- 29). Výhodami jsou jednak přítomnost kostního bločku na koncích štěpu, což umožňuje jeho rychlejší vhojení a dále menší kolenní laxnost a menší omezení flexe než u ST-G štěpu. Nevýhodou tohoto štěpu jsou bolesti v oblasti předního kolena v místě odběru štěpu. Může také dojít k oslabení síly m.QF. V některých případech může dojít i k přerušení senzitivních větví ramus infrapatellaris saphenus (Hart & Štipčák, 2011, s. 159-160; Engelen van Melick et al., 2012).

B-T-B štěp je indikován převážně sportovcům s převahou „pivotálních“ sportů (fotbal, házená apod.) (Gallo a kol., 2011, s. 82).

Platí, že tento štěp je pevnější než přirozený LCA. Po 3 měsících má asi 52% pevnosti v porovnání s dobou implantace, po 6 měsících stále přetrvává pevnost na 52% a po 9-12 měsících je pevnost vazů již na 81% (Cooper, 1998, s. 17-18; Hart & Štipčák, 2011, s. 159).

2.4.2.2 Fixace štěpu

Funkční materiál a technika se volí dle typu štěpu s cílem dosáhnout co nejbezpečnější fixace štěpu a umožnění brzké rehabilitace v pooperačním období. Pro fixaci kost/kost se používají jiné způsoby než u fixace šlacha/kost. Z mechanického hlediska se rozlišuje přímá a nepřímá fixace štěpů. „Přímá fixace je zabezpečena interferenčními šrouby nebo skobkami, které přímo fixují štěp proti stěně kanálu nebo na povrchu kosti. Nepřímá fixace zavěšuje štěp uvnitř femorálního kanálu“ (Hart & Štipčák, 2011, s. 162).

2.4.2.3 Napětí štěpu

Napětí štěpu v době fixace má vliv na kinematiku kolenního kloubu po plastice LCA. Příliš velké napětí může vést až k přetržení vláken vazů (Beynon et al., 1994, s. 528). Obecně je známo, že největší relaxace dosahuje LCA ve 30° flexi, největšího napětí v plné extenzi kolene. Proto fixace štěpu v plné extenzi se jeví z hlediska bezpečnosti jako nejlepší varianta, ovšem může docházet ke zvýšení laxity vláken v průběhu flexe. Při fixaci štěpu ve 30° flexi dochází ke zvýšení napětí štěpu během pohybu do extenze, je zde vyšší výchozí stabilita kloubu. Nevýhodou je vyšší riziko selhání štěpu a selhání fixace. Doporučuje se tedy nastavit takové napětí štěpu, které umožní fyziologický rozsah ventrodorzálního posunu tibie vůči femuru (Hart & Štípcák, 2011, s. 164; Siliski, 1994, s. 215).

2.4.2.4 Rotace štěpu

Fyziologický LCA má ve svém průběhu rotovaná vlákna přibližně o 90°. Obnovení tohoto postavení je u rekonstrukce vazů výhodné z několika hledisek – obnovení normálního průběhu vazů, zmenšení kontaktu vláken vazů s oblastí laterální stěny interkondylického prostoru a tudíž zmenšení rizika možného impingementu štěpu. Rotace zvyšuje napětí vláken a zmenšuje délku štěpu (Hart & Štípcák, 2011, s. 164; Cooper, 1998, s. 18).

2.5 Následky poranění LCA

Jedním z nejvýznamnějších faktorů vzniku poranění LCA je narušení neuromuskulární kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu. Jelikož poranění vazy způsobí poruchu somatosenzorického systému, může narušit i centrální programy a motorické odpovědi (Ageberg, 2002, s. 205). U pacientů s poraněným LCA jsou prokázány poruchy koordinace a timingu stabilizačních svalů, narušení vzorců aktivace, zpomalených reakčních časů, narušení anticipačních mechanismů a v neposlední řadě dochází k poruchám propiocepce. Jelikož je oblast kolenního kloubu málo kortikálně senzomotoricky reprezentována, je koleno poměrně málo vnímáno a lehce se vytrácí z vědomého a pohybového tělesného schématu. Porušení senzoriky má také za následek zhoršenou signalizaci přetížení kolenního kloubu a dochází tak ke zhoršení jeho zranitelnosti (Mayer & Smékal, 2004, s. 112).

2.5.1 Propriocepce

Smyslové informace získané propiocepcí, stejně jako z vestibulárního a vizuálního systému, přispívají k udržení a kontrole držení těla a rovnováhy v určité poloze nebo při pohybu (Lee et al., 2009, s. 387). Jakékoliv intraartikulární zranění kolene, jako je např. ruptura LCA, je spojeno s poškozením nebo dysfunkcí kolenních mechanoreceptorů, které vedou k poruše kinestezie, snížení propiocepce a zhoršení stability ve stoji na poraněné končetině (Angoules et al., 2011, s. 76). Porucha propiocepce také vede ke snížení kontroly dynamické stabilizace kloubu, a proto je nutné vést rehabilitační program ke zmírnění následků spojených s porušením propiocepce a biomechaniky kolenního kloubu.

Výsledky dle Angoules et al. (2011, s. 79) udávají, že propiocepce kolene se vrací do normálu za 6 měsíců po plastice LCA, bez rozdílu mezi použitým typem štěpu.

2.5.2 Svalová síla

Po úrazech LCA je běžná slabost stehenních svalů, zejména m.QF. Bylo popsáno zmenšení průřezu svalového vlákna m.QF, zmenšení síly a změny v EMG aktivitě na postižené straně po zranění LCA, což naznačuje, že tyto změny byly způsobeny změnami v toku aferentních informací z kolenního kloubu. Někteří autoři naopak

ne našli žádný vztah mezi průřezem vlákna a silou m.QF u poranění LCA. Byla popsána jen malá atrofie m.QF, ale svalová síla byla velmi snížena, což by naznačovalo, že velikost svalu přímo neurčuje jeho sílu. Z toho můžeme usoudit, že snížení síly je způsobeno sníženou aktivací normálně fungujících svalových vláken kvůli změně aferentní zpětné vazby z mechanoreceptorů poraněného vazů (Ageberg, 2002, s. 206).

Obnova funkce svalů a jejich síly je důležitým cílem rehabilitace, protože její obnova hraje významnou roli po zranění LCA (Risberg et al., 2007, s. 738).

2.5.3 Posturální kontrola

Ztráta neurofyziologické funkce v LCA vede k poruchám svalové koordinace a stability a každá náhlá změna přispívá ke zhoršení posturální kontroly (Ihara et al., 2008, s. 478). Je narušena posturální kontrola při stožení na jedné končetině u zraněné i u neporaněné končetiny, po zranění vazů i po jeho rekonstrukci. Byly vypořádány vyšší hodnoty amplitud a delší reakční časy při vystavení perturbacím v porovnání s kontrolní skupinou (Ageberg, 2002, s. 206; Shiraishi et al. 1996, abstrakt). Avšak zařazením vhodného propioceptivního cvičení do rehabilitace dochází k výraznému zlepšení propioceptivní funkce DKK (Cooper et al., 2005, s. 177).

2.5.4 Vzorce aktivace, svalová koaktivace

Dynamická stabilizace pomocí neuromuskulárního systému pomáhá chránit kolenní kloub během dynamických činností. Je však zapotřebí správné svalové koordinace a koaktivace. Proto je souhra agonista-antagonista rozhodující pro stabilitu kloubu. V kolenním kloubu je rozhodující koaktivace mezi hamstringy a m.QF (Solomonov & Krogsgaard, 2001, s. 67-68).

Aby se minimalizovalo abnormální postavení femuru nebo tibie, jsou u pacientů s poškozením LCA používány různé kompenzační mechanismy (Williams et al., 2001, s. 557). Příkladem je způsob chůze vynechávající m.QF a zvýšené využívání hamstringů (Knoll et al., 2004, s. 287). Dochází také ke změně v timingu pohybu (Ihara et al., 2008, s. 480-481).

Správná koaktivace hamstringů a m.QF může minimalizovat zatížení LCA. Například při skákání hrají hamstringy a m.QF klíčovou roli. Při dopadu z výskoku může nadměrná aktivace m.QF zvýšit ventrální translaci tibie, což můžeme považovat

za neuromuskulární rizikový faktor poranění LCA. Na druhé straně hamstringy brání této ventrálně translační síle tibiofemorálního kloubu a poskytují dynamickou stabilitu kolene (Chmielewski et al., 2002, s. 267-268). Aktivace hamstringů působí proti síle m.QF a minimalizuje zatížení vazů. Pokud je svalová kontrola nedostatečná, dojde k nestabilitě a ke „giwing way“ fenoménu (Peng et al., 2011, s. 128).

Yanagawa et al. (2002, s. 710-711) popsali změny ve svalové koaktivaci u pacientů s poraněním LCA v porovnání s kontrolní skupinou. Při chůzi se hamstringy aktivovaly významně dříve než u kontrolní skupiny, pravděpodobně kvůli zajištění kloubní stability.

2.5.5 Funkční výkonnost

Pro hodnocení funkční výkonnosti dolní končetiny se používá široká škála funkčních testů: např. skoky na jedné noze, vertikální skok nebo běh po schodech (Mattacola et al., 2004, s. 606). Ačkoliv poranění LCA způsobuje nadměrnou ventrální translaci tibie, míra této translace nekoreluje s funkčními výsledky. Bylo také zjištěno, že aferentní informace má efekt na neuromuskulární funkci na svaly obou končetin, což může vysvětlovat, proč bývají po jednostranném zranění postiženy obě končetiny. Použití nezraněné končetiny jako kontrolní je proto nespolehlivé a pacienti by měli být srovnáni s kontrolní skupinou, která je bez zranění. Většina pacientů má po poranění LCA sníženou funkční výkonnost. Byly však zaznamenány uspokojující funkční výsledky po rehabilitaci (Ageberg, 2002, str. 206).

2.5.6 Centrální mechanismy

Proprioceptivní informace jsou integrovány v CNS k orientaci těla v prostoru a udržení rovnováhy. Aktivita hamstringů na postižené končetině byla o poznání rychlejší než u končetiny zdravé a ukázalo se, že posturální reakce by mohly být jednostranně přebudovány a přeprogramovány, aby se vykompenzovala zvýšená laxnost kloubu (Ageberg, 2002, s. 207). Valeriani et al. (1999, s. 307) navrhli, že ztráta kolenních mechanoreceptorů by mohla vést ke změnám v CNS u pacientů s poškozením nebo rekonstrukcí vazů. Také si myslí, že někteří pacienti mohou kompenzovat ztrátu vjemů LCA vjemy z ostatních kolenních a svalových proprioceptorů, protože se u nich nerozvinou centrální somatosenzorické abnormality nebo poškození polohocitu v kolenním kloubu.

2.5.7 Řízení pohybu a učení

Řízení pohybu je definováno jako kontrola držení těla a pohybu zahrnující interakci mezi jedincem, úkolem a prostředím. Motorické učení je proces osvojení nebo modifikace pohybu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, s. 4, 22). Zpětná vazba je nezbytná pro naučení motorických programů, a protože je senzorní zpětná vazba z kloubu vlivem vazivového poranění narušena, motorické programy musejí být upraveny. Neuromuskulární rehabilitaci můžeme obecně považovat za „motorické učení“, kdy se pacient musí znovu naučit koordinované pohyby nebo nové vzorce koordinovaných pohybů (Ageberg, 2002, s. 207).

2.6 Plyometrické cvičení

Jedná se o speciální formu silového cvičení, jejímž úkolem je zlepšení neuromuskulární kontroly a rozvoj rychlých svalových vláken, která hrají důležitou roli k získání výbušné síly. Plyometrické cvičení hraje důležitou roli v obnově propriocepce a posturální kontroly (www.fotbal-trenink.cz; Myer et al., 2006, s. 345; Bonacci et al., 2010, s. 19).

2.6.1 Neuromuskulární princip plyometrického cvičení

Plyometrické cvičení je aktivita, která zahrnuje a využívá mechanismy „stretch-shortening cyklu“ (dále SSC). Cvičení využívající SSC stimulují změny v neuromuskulárním systému. Facilitují svalové skupiny k vytvoření maximální síly v co nejkratším čase za účelem efektivity produkce síly v kloubu a zlepšení jeho výkonnosti. (Radcliffe & Farentinos, 1999, s. 6; Faccioni, 2001, [online] s. 1)

2.6.1.1 Stretch-shortening cyklus

Tento cyklus je charakteristický tím, že z velkého protažení svalu (excentrická kontrakce, dále EK) dochází bezprostředně k rychlému zkrácení stejného svalu (koncentrická kontrakce, dále KK). „Pre-stretch“ v SSC poskytuje svalů dostatek času na vytvoření vyšší aktivační energie a vytvoření větší síly před jeho kontrakcí (Peng et al., 2011, s. 127).

Při excentrické kontrakci se elastická energie ve svalo-šlachovém komplexu zvyšuje a ukládá se. Poté následuje koncentrická kontrakce, uložená elastická energie se uvolňuje a dochází k zvýšení celkové produkce síly (Potach et al., 2009, s. 35; Houglum, 2010, s. 275-276).

Mechanická energie uložená v opakovaně používané tendinózní tkáni během excentrického pohybu zvyšuje mechanickou účinnost a výkon během koncentrické fáze pohybu. (Peng et al., 2011, s. 127). Čím rychlejší bude přechod z excentrické fáze do fáze koncentrické, tím více energie je možné využít pro zvětšení normální svalové kontrakce. Pokud ihned po EK nedojde ke KK nebo pokud je excentrická fáze příliš dlouhá, uskladněná energie není optimálně využita pro následnou kontrakci (Houglum, 2010, s. 275-276; Baechle & Earle, 2009, s. 416).

Plyometrický pohyb lze podrobně rozdělit do 3 fází:

- *Excentrická fáze (protahovací fáze)*

Když zhodnotíme jednoduchý plyometrický pohyb jako je výskok, excentrická fáze je úsek v momentě přistání, před tím, než se výskok znovu zopakuje. Tento dopad vede k protažení svalo-šlachového komplexu, který je zodpovědný za zpomalení těla proti gravitaci (excentrická fáze, když se nohy dotknou země po výskoku), což v našem případě zajišťují: m.QF, m.gluteus maximus, hamstringy, mm.gastrocnemii a m.soleus (www.sportsinjurybulletin.com).

Při tréninku toto protažení po dopadu může vyústit k rozvoji větší elastické síly svalu jako odpověď na jeho protažení (Radcliffe & Farentinos, 1999, s. 4). Efekt tréninku se zvyšuje na podkladě fyziologické adaptace na úrovni mikrovláken ve svalu a šlaše (Rassier & Herzog, 2005a, s. 1769). Nejdříve dochází k potenciaci svalu – ke zvýšení počtu můstků připojených k aktinovým filamentům (Rassier & Herzog, 2005b, s. 475). Za druhé, protažení přiměje místní motorickou jednotku k produkci excitační nervové zpětné vazby do svalu a za třetí, protažení způsobí ukládání potenciální energie v elastických komponentách šlacho-svalového komplexu, což umožní svalu větší zpětný ráz během koncentrické fáze pohybu (www.sportsinjurybulletin.com; Lloyd et al., 2011, s. 37).

- *Amortizační fáze*

Je krátký moment přechodu mezi excentrickou a koncentrickou fází, kdy se chystáme změnit směr. Během této fáze je délka svalů-šlachového komplexu konstantní a sval je ve stavu izometrické kontrakce. Je důležité, aby amortizační fáze byla co nejkratší (www.sportsinjurybulletin.com).

- *Koncentrická fáze (fáze zkracování)*

V této fázi se zkracuje svalů-šlachový aparát a pohyb dále pokračuje odlepením nohou od podložky.

Koncentrické svaly reagují na předešlé 2 fáze. Uložená energie se uvolňuje a zvyšuje se produkce síly (Pire, 2006, s. 10). Tento děj je spojený s reflexní svalovou akcí vyplývající ze stretch reflexu, kdy protažení agonisty vyvolá jeho kontrakci a inhibuje antagonistické svaly (Faccioni, 2001, s. 1).

2.6.2 Jak cvičit plyometrii

Plyometrické cvičení bylo navrženo pro zlepšení neuromuskulární výkonnosti. Toto cvičení tvoří součást většiny sportovních pohybů jako např. skákání nebo běhání. Plyometrické cvičení se realizuje v různých formách v závislosti na účelu tréninku. K typickému plyometrickému cvičení patří např. dřepy s výskokem, brzdění dopadu, výskoky do výšky apod. Tato cvičení mohou být součástí tréninkového programu nebo mohou být prováděna samostatně. Kromě toho se mohou provádět na různých úrovních intenzity, od nízké intenzity na obou nohách současně k vysoce intenzivnímu jednostrannému cvičení (Sáez de Villarreal et al., 2009, s. 513-514).

Nízká intenzita plyometrie je velmi užitečným nástrojem ke znovuoobnovení dynamické stability a propriocepce po poranění. V pozdní fázi, kdy je zranění již téměř „opraveno“ se přechází k vyšším úrovním cvičení, které napodobuje sportovní prostředí. Cvičení o vysoké intenzitě slouží hlavně k dosažení rozvoje rychlé výbušné síly a maximálního výkonu. Začínáme cvičit v nízké intenzitě a postupně se dostáváme k těžším, vyšším úrovním tréninku. Je nezbytné, aby sportovec před návratem ke sportovní aktivitě zvládl všechny výbušné pohyby (www.sportsinjurybulletin.com).

2.6.3 Plyometrické cvičení v rehabilitaci

Plyometrické cvičení bylo původně využíváno ke zvyšování sportovních výkonů, ale v poslední době se také využívá při rehabilitaci zraněných sportovců s cílem co nejlepšího navrácení do jejich sportovní činnosti. Myšlenkou přechodu k vyšším úrovním plyometrického cvičení je vyřešení pórůrazového neuromuskulárního postižení a příprava pohybového aparátu na rychlé silové pohyby, které mohou sportovcům pomoci navrátit plnou funkci postiženého místa (Chmielewski et al., 2006, 308). Vzhledem k tomu, že cílem rehabilitace je dostat pacienta nejméně na stejnou funkční úroveň poškozeného místa, která byla před zraněním, je plyometrický cvičení vynikajícím rehabilitačním nástrojem. Pokud sportovec musí běhat, skákat, rychle měnit směr pohybu při daném sportu, pak jejich rehabilitace by je měla připravit, právě na tyto pohyby

2.6.4 Vlivy plyometrického cvičení po plastice LCA

Většina autorů se shoduje v tvrzení, že plyometrické cvičení zvyšuje svalovou sílu (Swanik et al., 2005, s. 579; Newbery & Bishop, 2006, s. 162; Markovic et al., 2005, s. 36-37; Séaz de Villareall et al., 2010, s. 51). Následkem zvětšení svalové síly dochází k lepší kontrole excentrických a koncentrických pohybů a pacient lépe kontroluje pohyb během funkčních aktivit (Newbery & Bishop, 2006, s. 162; Bernier, 2003 in Newbery & Bishop, 2006, s. 162).

Plyometrické cvičení zlepšuje propriocepci která je důležitá pro obnovu funkční stability kolenního kloubu (Swanik et al., 2005, s. 579; Myer et al., 2006, s. 345). Zlepšením proprioceptivní složky chráníme kloub před dalším poraněním (Newbery & Bishop, 2006, s. 162). Zlepšuje se neuromuskulární kontrola kloubu a pacienti mají v kolenní kloub větší důvěru (Newbery & Bishop, 2006, s. 162).

Plyometrické cvičení podporuje koaktivaci m.QF a hamstringů pro zajištění funkční stability kolenního kloubu. Dochází také k rychlejší aktivaci svalů (Chimera et al., 2004, s. 27-29). Je také vhodné pro trénink hbitosti. Podporuje KK svalů, které dokážou následně rychleji reagovat při změně směru pohybu (Grinsven et al., 2010, s. 1131).

3 CÍL A HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Cílem této práce je pomocí posturografického testování zhodnotit efekt zařazení prvků plyometrického cvičení do rehabilitačního programu u pacientů po plastice LCA v období mezi 10-15. pooperačním týdnem.

3.2 Vědecké otázky a hypotézy

3.2.1 Vědecká otázka č. 1

Jak se změní parametry testů modulu Balance Master System u probandů se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a u probandů bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci?

3.2.1.1 Hypotézy k vědecké otázce č. 1

H₀₁

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Step Up/Over operované DK mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

H₀₂

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Forward Lunge operované DK mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

H₀₃

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Sit To Stand mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

3.2.2 Vědecká otázka č. 2

Změní se parametry testů modulu Smart Equitest System u probandů se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a u probandů bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci?

3.2.2.1 Hypotézy k vědecké otázce č. 2

H₀₄

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Motor Control Test operované DK při translaci plošiny směrem dozadu mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

H₀₅

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Motor Control Test operované DK při translaci plošiny směrem dopředu mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

H₀₆

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Unilateral Stance operované DK mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

H₀₇

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Weight Bearing Squat při vzpřímeném stoji mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

H₀₈

Není rozdíl v parametrech posturografického testu Weight Bearing Squat při 90° flexi v kolenních kloubech mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

4 METODY VÝZKUMU

4.1 *Charakteristika testovaného souboru*

Testovaný soubor byl tvořen 17 probandy po plastice LCA, náhodně rozdělených do dvou skupin: „plyometrické“ a „kontrolní“. Soubor se skládal z 10 mužů a 7 žen, všichni byli aktivními sportovci. Všichni testovaní probandi podstoupili operaci z důvodu ruptury LCA. Pěti probandům byla diagnostikována parciální ruptura menisku, která byla ošetřena společně s LCA. Ostatní probandi neměli přidružená žádná jiná poranění měkkých struktur kolenního kloubu. Nerozlišoval jsem jakou operační technikou je plastika vazů řešena. 6 probandů mělo provedenou operaci na pravém koleni, 11 probandů na koleni levém.

Všichni probandi byli předem seznámeni s postupem léčby a cílem výzkumu a souhlasili s využitím naměřených dat pro diplomovou práci.

4.1.1 **Plyometrická skupina**

Plyometrickou skupinu tvořilo 10 probandů, 6 mužů a 4 ženy (věk \bar{x} 28,6 let, hmotnost 81 ± 13 kg, výška 179 ± 8 cm). U 2 probandů byla ruptura LCA na pravé DK, u 8 probandů na levé DK.

Tato skupina měla do rehabilitačního programu v období 10-15. pooperačního týdne zařazené prvky plyometrického cvičení.

4.1.2 **Kontrolní skupina**

Tuto skupinu tvořilo 7 probandů, 4 muži a 3 ženy (věk \bar{x} 30 let, hmotnost 70 ± 10 kg, výška 173 ± 7 cm). U 4 probandů byla ruptura LCA na pravé DK, u 3 probandů na levé DK.

Kontrolní skupina neměla během rehabilitačního programu zařazené žádné prvky plyometrického cvičení.

4.2 Vyšetřovací metody

Všichni probandi podepsali informovaný souhlas o provedení výzkumu a sběru dat v Kineziologické laboratoři rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci. (viz příloha 2). U každého probanda bylo před měřením provedeno vstupní vyšetření dleustru (viz příloha 4).

4.2.1 Posturografie

Dynamická počítačová posturografie hodnotí motorické balanční mechanismy posturální kontroly simulací skutečných situací v každodenním životě za statických i dynamických podmínek. Je to metoda snímající rozložení reakčních sil a momentů těchto sil na tenzometrické plošině. Ze snímaných hodnot lze vypočítat působíště reakční síly center of pressure (dále COP) – vážený průměr všech tlakových sil, které působí do opěrné plochy a center of gravity (dále COG) – vertikální projekce těžiště těla do podložky. V rámci výstupních parametrů se hodnotí zejména amplituda, rychlost a směr exkurzí COP, trajektorie pohybů COP, velikost silových impulzů nebo latence automatických i volních reakcí. Výsledné hodnoty jednotlivých testů jsou vyjádřeny vzhledem k pacientově výšce, hmotnosti nebo věku a následně jsou data porovnávána s normativními hodnotami zdravých jedinců dané věkové kategorie (Kolářová, 2012, s. 6-7).

Rozlišujeme 2 posturografické moduly: Smart Equitest System a Balance Master System.

4.2.1.1 Modul Smart Equitest System

Testy hodnotí efektivitu posturální stabilizace ve vzpřímeném stoji. Je zde hodnocena například schopnost adaptace na alterované senzorní vstupy, rychlost posturálních reakcí, strategie nutná k zajištění posturální kontroly či schopnost kontrolovat pohyb těžiště do různých směrů (Kolářová, 2012, s. 7-8).

4.2.1.2 Modul Balance Master System.

Testy hodnotí aspekty posturální kontroly během volních funkčních pohybů v prostoru při aktivitách na posturografickém chodníku. Jen zde hodnocena například exkurze COG při různých aktivitách, délka kroku, šířka kroku, rychlost dané aktivity či charakteristiky dopadové či odrazové síly (Kolářová, 2012, s. 12).

4.3 Průběh měření

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci pomocí dynamické počítačové posturografie firmy NeuroCom®. Posturografické vyšetření probíhalo již ve fázi, kdy měli všichni probandi již povolené plné zatížení operované končetiny. U všech probandů byla anamnesticky vyloučena dřívější závažná poranění DKK, zřaková, vestibulární nebo neurologická postižení. Při měření pacienti nepopisovali žádné obtíže nebo bolestivost kolenního kloubu, což by ovlivnilo testování.

Pomocí dynamické počítačové posturografie byla provedena celkem dvě měření. První měření proběhlo u všech probandů v průběhu 10. pooperačního týdne, druhé měření proběhlo 5 týdnů po měření prvním. Mezi měřeními pacienti docházeli na léčebnou rehabilitaci. Prvky plyometrického cvičení byly plyometrické skupině zařazeny teprve v okamžiku po prvním měření.

4.3.1 Průběh vlastního měření

Každý proband byl před měřením seznámen s jeho průběhem. Před každým testem v modulu Balance Master System bylo navíc probandům promítnuto instruktážní video s optimálním průběhem daného testu. Všechny naměřené pokusy byly 3krát opakovány a u každého testu byly vyhodnoceny vždy všechny 3 pokusy.

Byly provedeny tyto testy:

4.3.1.1 Motor Control Test (dále MCT)

Test hodnotí efektivitu automatických posturálních reakcí na translaci plošiny v závislosti na směru a rychlosti translace. Úkolem probandů při tomto testu bylo stát co nejstabilněji.

Testované parametry:

Latency (dále LT) = hodnotí rychlost reakce obou končetin zvláště vyjádřenou v milisekundách.

Při tomto testu jsme zvolili největší rychlost translace plošiny do obou směrů.

Hodnotili jsme pouze operovanou DK.

4.3.1.2 Weight Bearing Squat (dále WBS)

Test hodnotí symetrii rozložení tělesné hmotnosti ve 4 různých stupních flexe v kolenních kloubech (0°, 30°, 60°, 90° flexe). Probandi byly instruovány, aby šli postupně do podřepu s definovanou polohou v koleních kloubech.

Testované parametry:

Výsledek znázorňuje rozdíl v zatěžování LDK a PDK pro dílčí testované situace vyjádřený v procentech tělesné hmotnosti.

Hodnotili jsme symetrii zatížení končetin při vzpřímeném stoji (0° flexe) a při 90° flexi v kolenních kloubech.

4.3.1.3 Unilateral stance (dále US)

Test hodnotí stabilitu stoje na jedné dolní končetině. Probandi byli instruováni, aby se postavili na 1 DK. Druhá DK je v 90° flexi v kyčelním i kolenním kloubu.

Testované parametry:

Sway Velocity (dále SV) = průměrná rychlost posturálních výchylek vyjádřená v procentech za sekundu.

Hodnotili jsme stoj na operované DK s otevřenýma očima.

4.3.1.4 Step Up/Over (dále SUO)

Test hodnotí charakteristiky pohybové kontroly během přechodu přes schod. Test se opakuje 3krát pro každou DK.

Měřené parametry:

Lift-Up Index (dále LUI) = průměrná maximální síla dolní končetiny v momentě výstupu na schod vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti.

Impact Index (dále II) = síla produkovaná dolní končetinou v momentě došlapu ze schodu na podložku vyjádřená v procentech tělesné hmotnosti.

Při tomto testu jsme zvolili přechod přes schod o výšce 20cm. Byly hodnoceny parametry pouze operované DK.

4.3.1.5 Forward Lunge (dále FL)

Test hodnotí aspekty pohybové kontroly během výpadu vpřed. Test se opakuje 3krát pro každou DK.

Měřené parametry:

Force Impuls (dále FI) = průměrná maximální síla produkovaná výpadovou končetinou v momentě odrazu zpět do výchozí polohy vyjádřená jako poměr procentuálního vyjádření vzhledem k tělesné hmotnosti.

Hodnoceny byly parametry operované DK.

4.3.1.6 Sit To Stand (dále STS)

Test hodnotí aspekty pohybové kontroly během vstávání ze sedu.

Měřené parametry:

Rising Index (dále RI) = průměrná síla produkovaná DKK během vstávání ze sedu to stoje. *RI* je vyjádřen v procentech tělesné hmotnosti.

Výsledné hodnoty měřených parametrů byly zpracovávány v Microsoft Office Excel. Hodnoty všech 3 pokusů jednotlivých testů byly zprůměrovány a předány ke statistickému zpracování.

4.3.2 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software SPSS verze 15. Platnost všech hypotéz byla ověřena pomocí neparametrického Mann-Whitney U testu. U všech probandů byla nejdříve vypočítána změna měřených parametrů při 2. měření. Pro posouzení vlivu zařazení prvků plyometrického cvičení do rehabilitačního programu byly oba soubory probandů, tj. se zařazenými prvky plyometrického cvičení a bez zařazených prvků plyometrického cvičení, porovnány ve změnách hodnot měřených parametrů. Neparametrický test byl použit vzhledem k malému počtu probandů v obou souborech. Test byl prováděn na hladině signifikance 0,05.

4.3.3 Rehabilitační program po plastice LCA

Všichni probandi podstoupili rehabilitaci v Rehabilitačním centru Shape v Olomouci. Všichni probandi začali s rehabilitací již během 3. pooperačního týdne a aktivní rehabilitace se spoluprací fyzioterapeuta byla ukončena 3 měsíce po první návštěvě. Poté byli probandi instruováni pro další samostatné cvičení. Rehabilitace probíhala po celou dobu 3krát týdně. Cvičení prováděl vždy stejný terapeut, autor práce. V příloze 3 je uveden obecný program rehabilitace po plastice LCA, který byl prováděn dle možností Rehabilitačního centra Shape v Olomouci.

4.3.4 Metodika plyometrického cvičení

V období mezi 10-15. pooperačním týdnem měli probandi plyometrické skupiny zařazeny v rehabilitačním programu prvky plyometrického cvičení. Plyometrické cvičení proběhlo každou návštěvu probanda na rehabilitaci, tj. 3krát týdně. Před samotným plyometrickým cvičením proběhl klasický rehabilitační program. Následně byla provedena instruktáž nových cviků, popřípadě korekce cviků předešlých. Každému probandovi byl na jeho další návštěvě po prvním posturografickém měření zadán základní cvik a následně byly každý týden přidány 1 až 2 nové cviky (viz příloha 1).

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka č. 1 zněla: „Jak se změní parametry testů modulu Balance Master System u probandů se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a u probandů bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci?“

Vědecká otázka č. 1 byla řešena hypotézami H_01 , H_02 a H_03 . Ve výsledcích byly zpracovány posturografické parametry testů Step Up/Over (SUO), Forward Lunge (FL) a Sit To Stand (STS). U testu SUO jsou hodnoceny parametry *lift-up index (LUI)* a *impact index (II)*. U testu výpad vpřed je hodnocen parametr *force impuls (FI)*. U testu vstávání za sedu je hodnocen parametr *rising index (RI)*. Byla hodnocena průměrná hodnota ze tří pokusů.

Platnost hypotéz H_01 , H_02 a H_03 byla ověřena pomocí neparametrického Mann-Whitney U testu. U všech probandů byla nejdříve vypočítána změna měřených parametrů při 2. měření. Pro posouzení vlivu zařazení prvků plyometrického cvičení do rehabilitačního programu byly oba soubory probandů, tj. se zařazenými prvky plyometrického cvičení a bez zařazených prvků plyometrického cvičení, porovnány ve změnách hodnot měřených parametrů. Neparametrický test byl použit vzhledem k malému počtu probandů v obou souborech. Test byl prováděn na hladině signifikance 0,05.

Výsledná data jsou zpracována do tabulek 1–8 a graficky znázorněna grafy 1–8.

Výsledky k hypotéze H_01

Hypotéza H_01 zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Step Up/Over operované DK mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

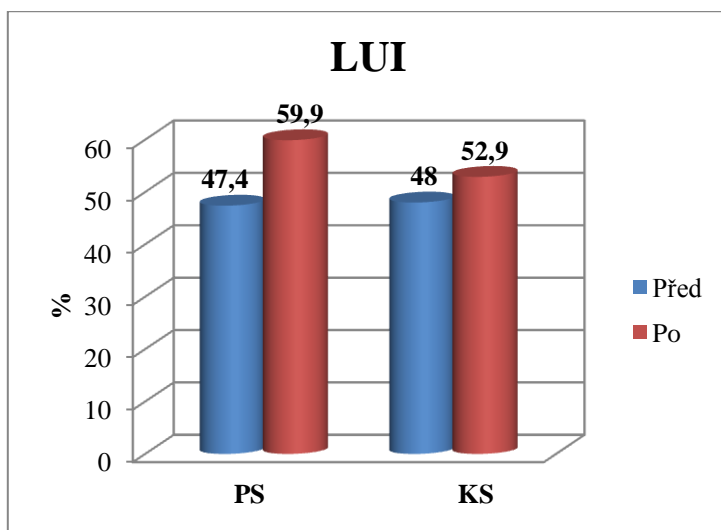
Tabulka 1: Hodnoty LUI před a po terapii

LUI	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	47,4	59,9	48	52,9
Smodch	14	14,3	11	9,4

Legenda k tabulce 1:

LUI = lift-up index;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
smodch = směrodatná odchylka

Graf 1: Grafické znázornění hodnot LUI před a po terapii



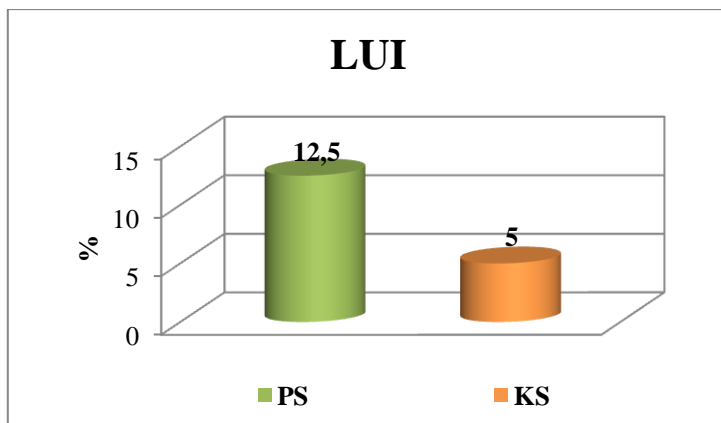
Legenda ke grafu 1:
 LUI = lift-up index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

Tabulka 2: LUI – popisné charakteristiky diferencí
 (2. měření – 1. měření)

LUI	PS	KS
Průměr	12,5	5
Smoch	11,8	5,9
Medián	14,8	6,3
p	0,172	

Legenda k tabulce 2:
 LUI = lift-up index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smoch = směrodatná odchylka;
 p = hladina statistické významnosti

Graf 2: LUI – Efekt terapie



Legenda ke grafu 2:
 LUI = lift-up index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

Z tabulky 2 a grafu 2 vyplývá, že plyometrická skupina zvýšila sílu operované DK v momentě výstupu na schod průměrně o 12,5%, medián zvýšení síly byl 14,8%. Kontrolní skupina zvýšila sílu operované DK v momentě výstupu na schod průměrně o 5,0%, medián zvýšení síly byl 6,3%.

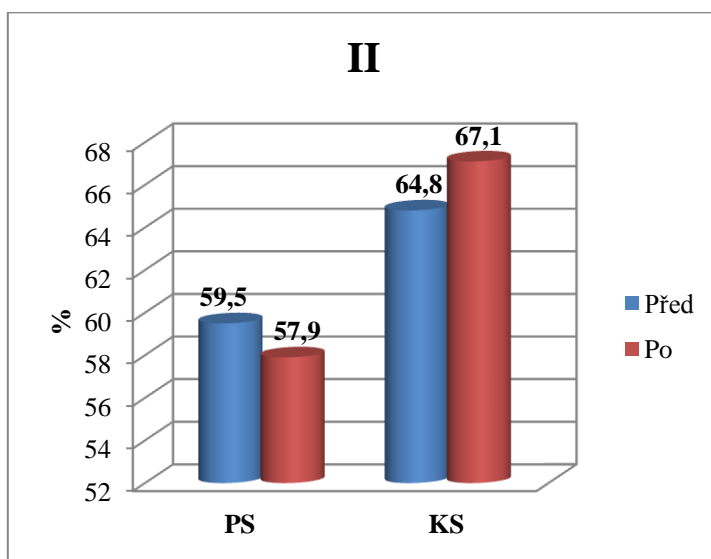
Tabulka 3: Hodnoty II před a po terapii

II	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	59,5	57,9	64,8	67,1
Smodch	31,9	22,8	21,6	20,7

Legenda k tabulce 3:

II = impact index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka

Graf 3: Grafické znázornění hodnot II před a po terapii



Legenda ke grafu 3:

II = impact index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

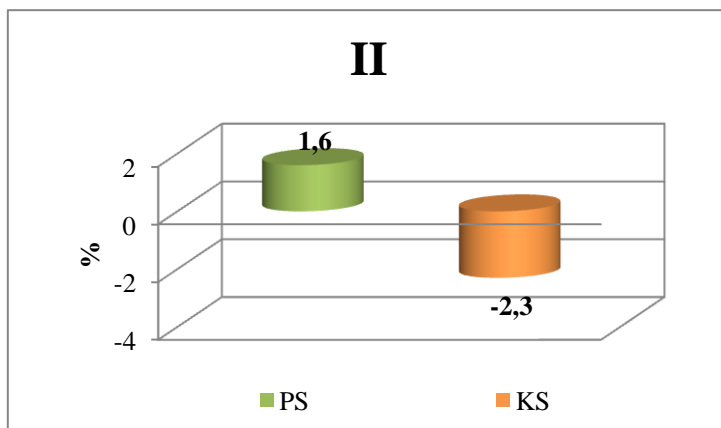
Tabulka 4: II – popisné charakteristiky diferencí
 (1. měření – 2. měření)

II	PS	KS
Průměr	1,6	-2,3
Smodch	12,1	16,2
Medián	-1	-8,3
p	0,407	

Legenda k tabulce 4:

II = impact index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka;
 p = hladina statistické významnosti

Graf 4: II – Efekt terapie



Legenda ke grafu 4:

II = impact index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

Z tabulky 4 a grafu 4 vyplývá, že plyometrická skupina snížila sílu došlapu ze schodu na podložku průměrně o 1,6%, medián změny vypovídá spíše o zvýšení síly o 1,0%. Kontrolní skupina zvýšila sílu došlapu na podložku o 2,3%, medián zvýšení byl 8,3%.

Hypotézu H₀₁ nelze zamítnout. Mann-Whitney U-test neprokázal statisticky významný rozdíl ve změně hodnot měřených parametrů *LUI* a *II* mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

Medián zvýšení hodnot parametru *LUI* při 2. měření byl u plyometrické skupiny 14,8 %, u kontrolní skupiny 6,3 %. Tento rozdíl není statisticky významný, přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,172 (> 0,05)**. Medián zvýšení hodnot parametru *II* byl u plyometrické skupiny 1,0 %, u kontrolní skupiny 8,3 %. Tento rozdíl není statisticky významný, přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,407 (> 0,05)**.

Výsledky k hypotéze H₀₂

Hypotéza H₀₂ zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Forward Lunge operované DK mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

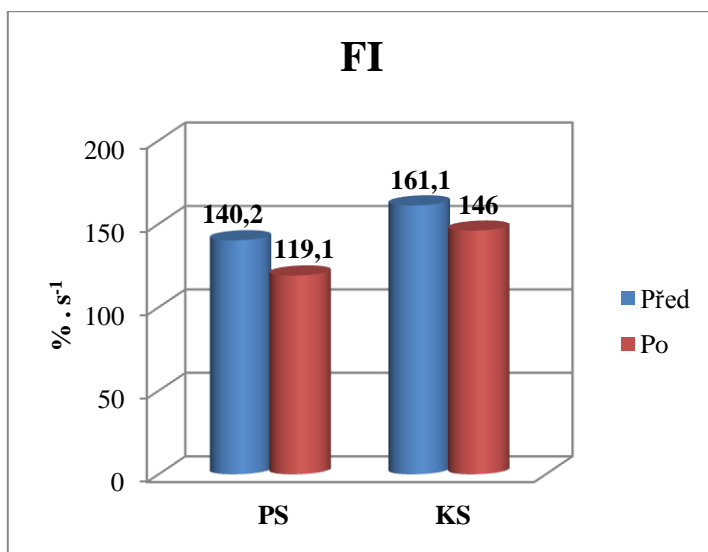
Tabulka 5: Hodnoty FI před a po terapii

FI	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	140,2	119,1	161,1	146
Smodch	30,8	25,2	29,3	14,3

Legenda k tabulce 5:

FI = force impuls;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka

Graf 5: Grafické znázornění hodnot FI před a po terapii



Legenda ke grafu 5:

FI = force impuls;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 $\% \cdot s^{-1}$ = poměr procentuálního vyjádření síly vzhledem k tělesné hmotnosti a času

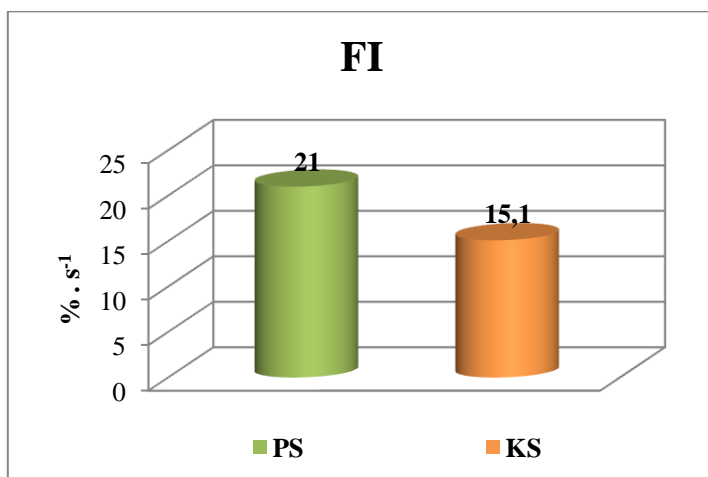
Tabulka 6: FI – popisné charakteristiky diferencí (1. měření – 2. měření)

FI	PS	KS
Průměr	21	15,1
Smodch	18,5	29,6
Medián	22	10
p	0,495	

Legenda k tabulce 6:

II = impact index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka;
 p = hladina statistické významnosti

Graf 6: FI – Efekt terapie



Legenda ke grafu 6:

FI = force impuls;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 $\% \cdot s^{-1}$ = poměr procentuálního vyjádření síly vzhledem k tělesné hmotnosti a času

Z tabulky 6 a grafu 6 vyplývá, že plyometrická skupina zmenšila sílu odrazu od podložky zpět do výchozí polohy průměrně o 21,0 $\% \cdot s^{-1}$, medián zlepšení byl 22,0 $\% \cdot s^{-1}$. Kontrolní skupina zmenšila sílu odrazu od podložky zpět do výchozí polohy průměrně o 15,1 $\% \cdot s^{-1}$, medián zlepšení byl 10,0 $\% \cdot s^{-1}$.

Hypotézu H₀₂ nelze zamítnout. Mann-Whitney U-test neprokázal statisticky významný rozdíl ve změně hodnot měřeného parametru *II* mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení.

Medián snížení hodnot parametru *II* při 2. měření byl u plyometrické skupiny 22,0 %·s⁻¹, u kontrolní skupiny 10,0 %·s⁻¹. Tento rozdíl není statisticky významný, přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,495 (> 0,05)**.

Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotéza H₀₃ zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Sit To Stand mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

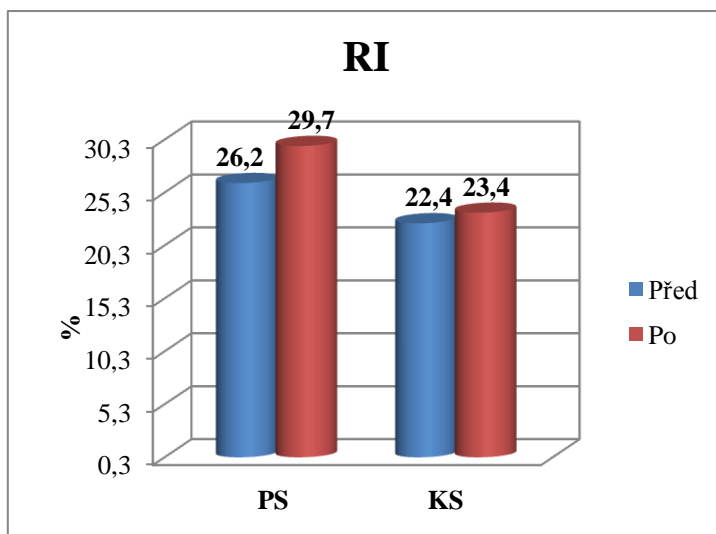
Tabulka 7: Hodnoty RI před a po terapii

RI	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	26,2	29,7	22,4	23,4
Smodch	9,3	9,4	5,5	7,5

Legenda k tabulce 7:

RI = rising index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka

Graf 7: Grafické znázornění hodnot RI před a po terapii



Legenda ke grafu 7:

RI = rising index;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

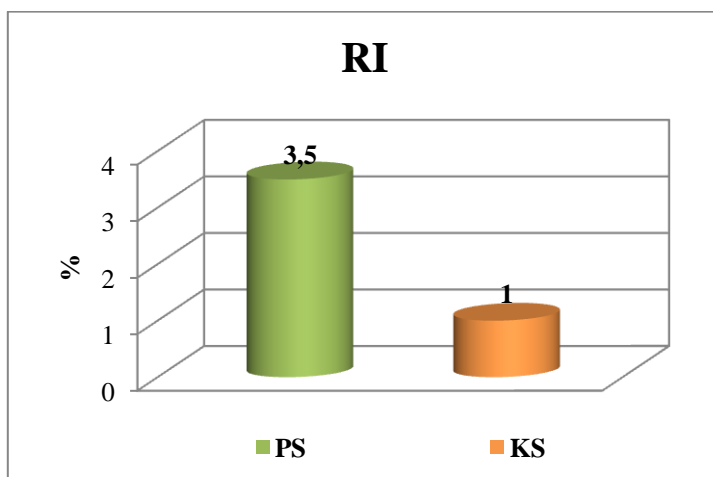
Tabulka 8: RI – popisné charakteristiky diferencí
(2. měření – 1. měření)

RI	PS	KS
Průměr	3,5	1
Smodch	4,8	2,6
Medián	2,5	1,4
p	0,282	

Legenda k tabulce 8:

RI = rising index;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
smodch = směrodatná odchylka
p = hladina statistické významnosti

Graf 8: RI – Efekt terapie



Legenda ke grafu 8:

RI = rising index;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
% = procenta k tělesné hmotnosti

Z tabulky 8 a grafu 8 vyplývá, že plyometrická skupina zvýšila sílu DKK během vstávání ze sedu průměrně o 3,5%, medián zlepšení byl 2,5%. Kontrolní skupina zvýšila sílu DKK během vstávání ze sedu o 1,0% , medián zlepšení byl 1,4%.

Hypotézu H₀₃ nelze zamítnout. Mann-Whitney U-test neprokázal statisticky významný rozdíl ve změně hodnot parametru *RI* mezi probandy se zařazenými plyometrickými prvky v rehabilitaci a probandy bez zařazených plyometrických prvků.

Medián zvýšení hodnot parametru *RI* při 2. měření byl u plyometrické skupiny 2,5%, u kontrolní skupiny 1,4%. Tento rozdíl není statisticky významný, přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,282 (> 0,05)**.

5.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č. 2 zněla: „Jak se změny parametry testů modulu Smart Equitest System u probandů se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a u probandů bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci?“

Vědecká otázka č. 2 byla řešena hypotézami H_{04} , H_{05} , H_{06} , H_{07} a H_{08} . Ve výsledcích byly zpracovány posturografické parametry testů Motor Control Test (MCT), Unilateral Stance (US) a Weight Bearing Squat (WBS). U Motor Control testu je hodnocen parametr *latency (LT)*. U testu Unilateral Stance je hodnocen parametr *sway velocity (SV)*. U testu Weight Bearing Squat je hodnocena symetrie rozložení tělesné hmotnosti při vzpřímeném stoji a ve stoji s 90° v kolenních kloubech. Byla hodnocena průměrná hodnota vždy ze tří pokusů.

Platnost hypotéz H_{04} , H_{05} , H_{06} , H_{07} a H_{08} byla ověřena pomocí neparametrického Mann-Whitney U testu. U všech probandů byla vypočítána změna měřených parametrů při 2. měření. Pro posouzení vlivu zařazení prvků plyometrického cvičení do rehabilitačního programu byly oba soubory probandů, tj. se zařazenými prvky plyometrického cvičení a bez zařazených prvků plyometrického cvičení, porovnány ve změnách hodnot měřených parametrů. Neparametrický test byl použit vzhledem k malému počtu probandů v obou souborech. Test byl prováděn na hladině signifikance 0,05.

Výsledná data jsou zpracována do tabulek 9–18 a graficky znázorněna grafy 9–18.

Výsledky k hypotéze H_{04}

Hypotéza H_{04} zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Motor Control Test operované DK při translaci plošiny směrem dozadu mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

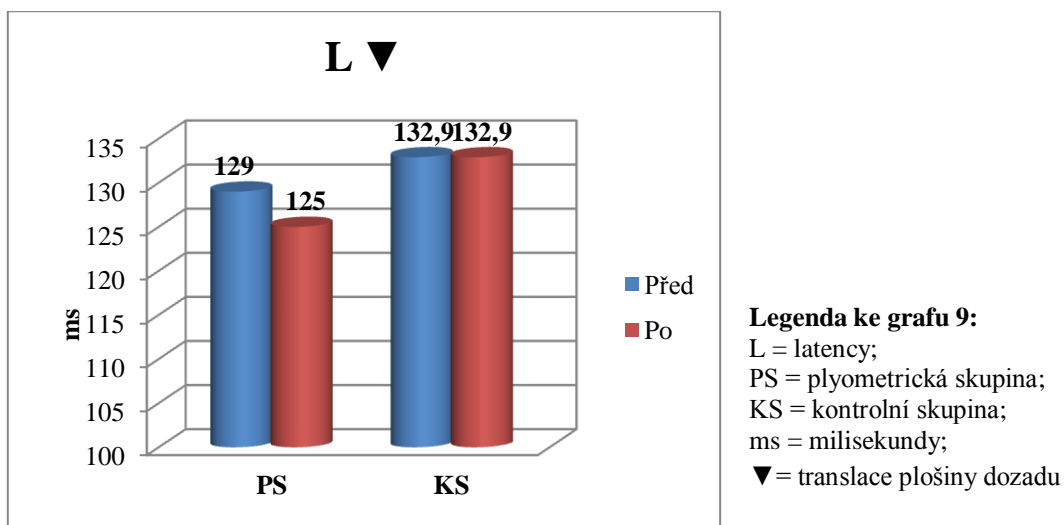
Tabulka 9: Hodnoty L při translaci dozadu před a po terapii

L ▼	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	129	125	132,9	132,9
Smodch	11,4	11,2	8,8	7

Legenda k tabulce 9:

L = latency;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
smodch = směrodatná odchylka;
▼ = translace plošiny dozadu

Graf 9: Grafické znázornění hodnot L při translaci dozadu před a po terapii

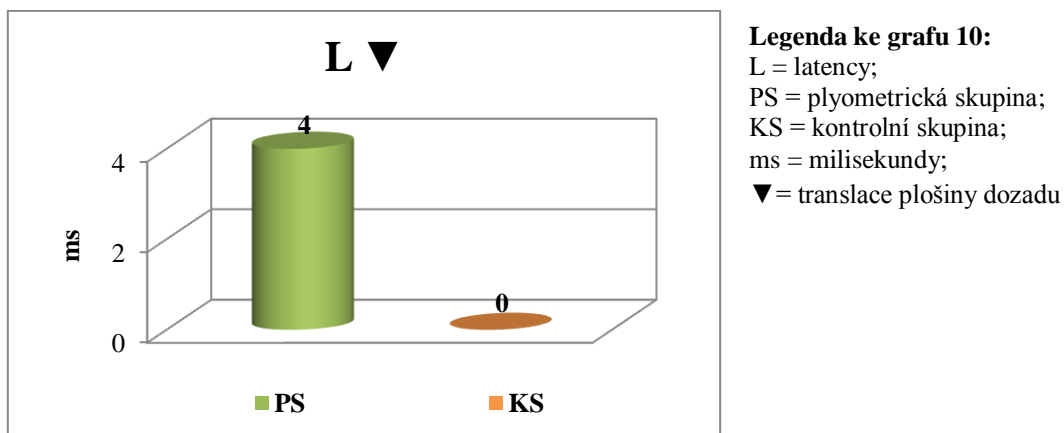


Tabulka 10: L při translaci dozadu – popisné charakteristiky diferencí
 (1. měření – 2. měření)

L ▼	PS	KS
Průměr	4	0
Smodch	5,2	8,2
Medián	0	0
p	0,278	

Legenda k tabulce 10:
 L = latency;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka
 ▼ = translace plošiny dozadu
 p = hladina statistické významnosti

Graf 10: L při translaci dozadu – Efekt terapie



Z tabulky 10 a grafu 10 vyplývá, že plyometrická skupina zlepšila rychlost reakce průměrně o 4ms, medián změny byl 0,0ms. Kontrolní skupina průměrně nijak nezměnila rychlost reakce, průměr i medián změny byl 0,0ms.

Hypotézu H₀₄ nelze zamítnout. Mann-Whitney U-test neprokázal statisticky významný rozdíl ve změně hodnot parametru *LT* v testu MCT při translaci plošiny dozadu mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení. Medián změny hodnot parametru *LT* byl u plyometrické i kontrolní skupiny stejný 0,0 ms. Přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,278 (> 0,05)**.

Výsledky k hypotéze H₀₅

Hypotéza H₀₅ zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Motor Control Test operované DK při translaci plošiny směrem dopředu mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

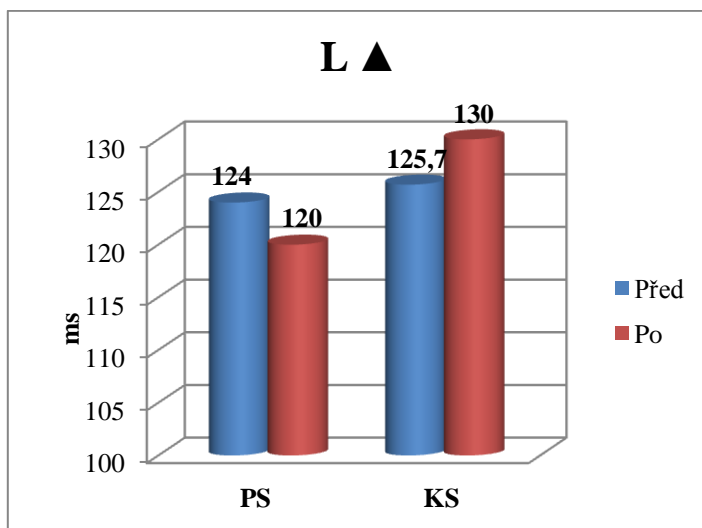
Tabulka 11: Hodnoty L při translaci dopředu před a po terapii

L▲	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	124	120	125,7	130
Smodch	8	10	7,2	7,6

Legenda k tabulce 11:

L = latency;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka
 ▲ = translace plošiny dopředu

Graf 11: Grafické znázornění hodnot L při translaci dopředu před a po terapii



Legenda ke grafu 11:

L = latency;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 ms = milisekundy;
 ▲ = translace plošiny dopředu

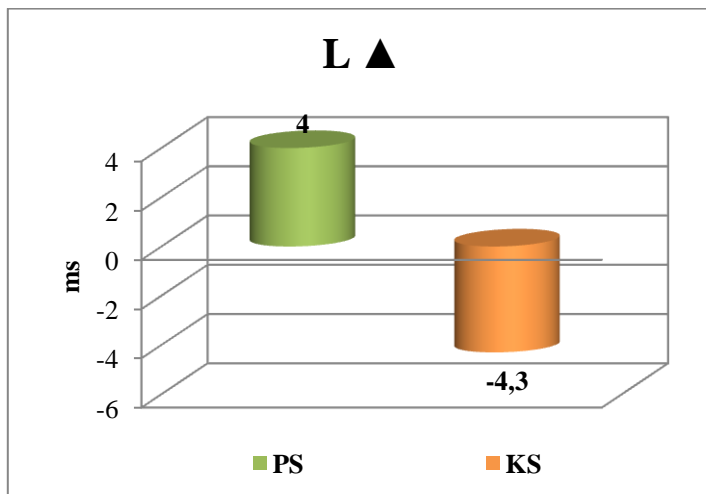
Tabulka 12: L při translaci dopředu – popisné charakteristiky diferencí
(1. měření – 2. měření)

L ▲	PS	KS
Průměr	4	-4,3
Smodch	8,4	5,3
Medián	0	0
p	0,037	

Legenda k tabulce 12:

L = latency;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
smodch = směrodatná odchylka
▲ = translace plošiny dopředu
p = hladina statistické významnosti

Graf 12: L při translaci dopředu – Efekt terapie



Legenda ke grafu 12:

L = latency;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
ms = milisekundy;
▲ = translace plošiny dopředu

Z tabulky 12 a grafu 12 vyplývá, že plyometrická skupina zlepšila rychlost reakce průměrně o 4ms, medián změny byl 0,0ms. Kontrolní skupina se průměrně naopak zhoršila v rychlosti reakce o 4,3ms, medián změny byl 0,0ms.

Hypotézu H₀₅ zamítáme. Mann-Whitney U-test prokázal statisticky významný rozdíl ve změně hodnot parametru *LT* v testu MCT při translaci plošiny dopředu v závislosti na zařazení plyometrických prvků do rehabilitace.

Medián změny hodnot parametru *LT* byl u plyometrické i kontrolní skupiny sice stejný 0,0 ms, ale v plyometrické skupině došlo u 4 probandů (44,4 %) ke zrychlení reakce, zatímco v kontrolní skupině došlo u 3 probandů (33,3 %) ke zhoršení, tj. zpomalení reakce a ke zrychlení reakce nedošlo u žádného z probandů. Přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,037 (< 0,05)**.

Výsledky k hypotéze H₀₆

Hypotéza H₀₆ zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Unilateral Stance operované DK mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

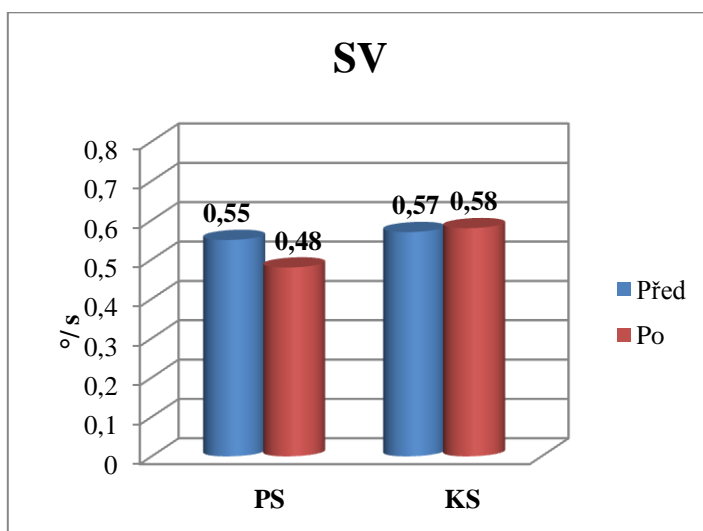
Tabulka 13: Hodnoty SV před a po terapii

SV	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	0,55	0,48	0,57	0,58
Smodch	0,14	0,11	0,14	0,11

Legenda k tabulce 13:

SV = sway velocity;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka

Graf 13: Grafické znázornění hodnot SV před a po terapii



Legenda ke grafu 13:

SV = sway velocity;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 %s = stupně za sekundu;

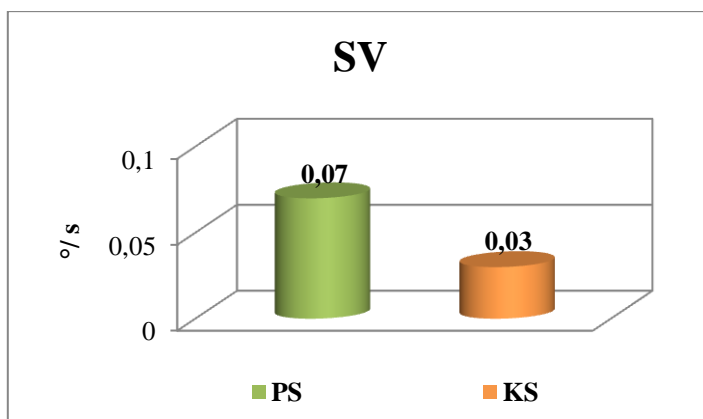
Tabulka 14: SV – popisné charakteristiky diferencí
 (1. měření – 2. měření)

SV	PS	KS
Průměr	0,07	0,03
Smodch	0,08	0,08
Medián	0,07	0,03
p	0,376	

Legenda k tabulce 14:

SV = sway velocity;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka
 p = hladina statistické významnosti

Graf 14: SV – Efekt terapie



Legenda ke grafu 14:
SV = sway velocity;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
°/s = stupně za sekundu;

Z tabulky 14 a grafu 14 vyplývá, že plyometrická skupina zmenšila posturální výchylky průměrně o 0,07°/s, medián změny byl stejný 0,07°/s. Kontrolní skupina zmenšila posturální výchylky průměrně o 0,03°/s, medián změny byl 0,03°/s.

Hypotézu H₀₆ nelze zamítnout. Mann-Whitney U-test neprokázal statisticky významný rozdíl ve změně hodnot parametru SV mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

Medián zmenšení posturálních výchylek byl u plyometrické skupiny 0,07°/s, u kontrolní skupiny 0,03°/s. Tento rozdíl není statisticky významný, přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,376 (> 0,05)**.

Výsledky k hypotéze H₀₇

Hypotéza H₀₇ zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Weight Bearing Squat při vzpřímeném stoji mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

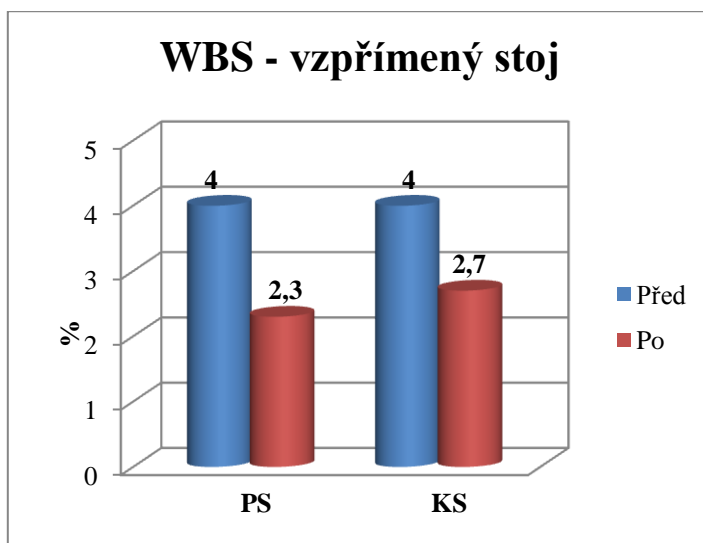
Tabulka 15: Hodnoty WBS při vzpřímeném stoji před a po terapii

WBS	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	4	2,3	4	2,7
Smodch	2	1	3,5	2,3

Legenda k tabulce 15:
WBS = weight bearing squat;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
smodch = směrodatná odchylka

Hodnoceno o jakou hodnotu je číslo operované DK vzdáleno 50.

Graf 15: Grafické znázornění hodnot WBS při vzpřímeném stoji před a po terapii



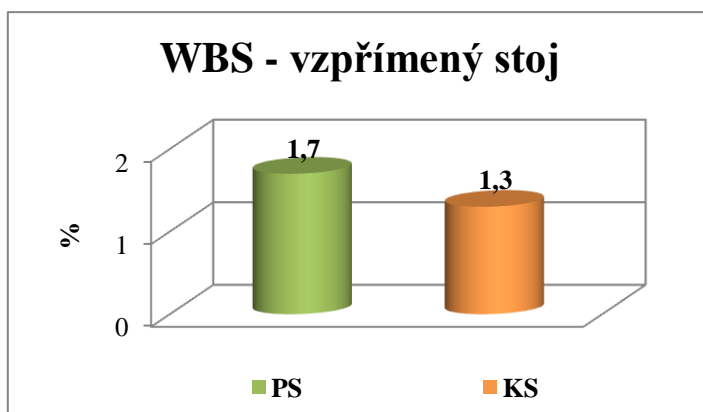
Legenda ke grafu 15:
 WBS = weight bearing squat;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

Tabulka 16: WBS při vzpřímeném stoji – popisné charakteristiky diferencí
 (1. měření – 2. měření)

WBS	PS	KS
Průměr	1,7	1,3
Smodch	1,6	3
Medián	2	0
p	0,425	

Legenda k tabulce 16:
 WBS = weight bearing squat;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka
 p = hladina statistické významnosti

Graf 16: WBS při vzpřímeném stoji – Efekt terapie



Legenda ke grafu 16:
 WBS = weight bearing squat;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

Z tabulky 16 a grafu 16 vyplývá že, plyometrická skupina zlepšila symetrii rozložení tělesné hmotnosti průměrně o 1,7%, medián zlepšení byl 2,0%. Kontrolní skupina zlepšila symetrii rozložení tělesné hmotnosti o 1,3%, medián zlepšení byl 0,0%.

Hypotézu H₀₇ nelze zamítnout. Mann-Whitney U-test neprokázal statisticky významný rozdíl ve změně symetrie rozložení tělesné hmotnosti při vzpřímeném stoji mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

Medián zlepšení symetrie rozložení tělesné hmotnosti byl u plyometrické skupiny 2,0%, u kontrolní skupiny 0,0%. Tento rozdíl není statisticky významný, přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,425 (> 0,05)**.

Výsledky k hypotéze H₀₈

Hypotéza H₀₈ zněla: Není rozdíl v parametrech posturografického testu Weight Bearing Squat při 90° flexi v kolenních kloubech mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

Tabulka 17: Hodnoty WBS při 90° flexi v kolenních kloubech před a po terapii

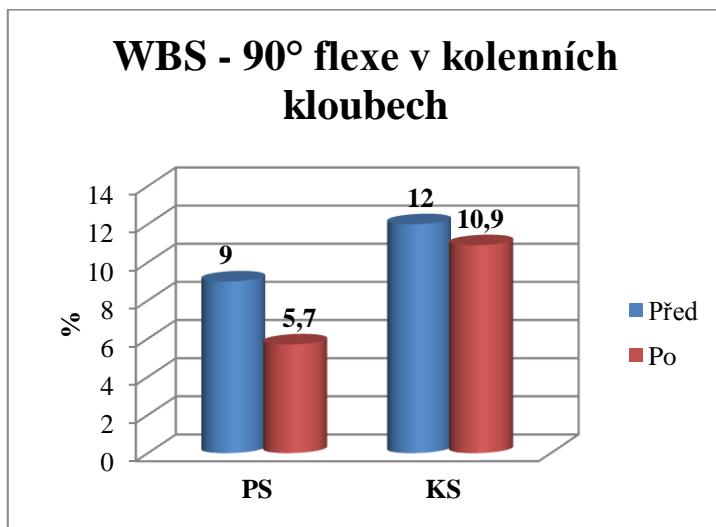
WBS	PS		KS	
	před	po	před	po
Průměr	9	5,7	12	10,9
Smodch	3	3	4,2	5,5

Legenda k tabulce 17:

WBS = weight bearing squat;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 smodch = směrodatná odchylka

Hodnoceno o jakou hodnotu je číslo operované DK vzdáleno 50.

Graf 17: Grafické znázornění hodnot WBS při 90° flexi v kolenních kloubech před a po terapii



Legenda ke grafu 17:

WBS = weight bearing squat;
 PS = plyometrická skupina;
 KS = kontrolní skupina;
 % = procenta tělesné hmotnosti

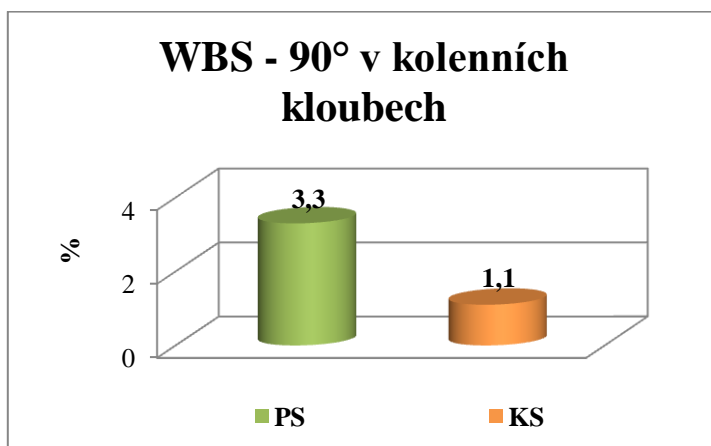
Tabulka 18: WBS při 90° flexi v koleních kloubech – popisné charakteristiky diferencí
(1. měření – 2. měření)

WBS	PS	KS
Průměr	3,3	1,1
Smodch	2,2	4,2
Medián	2,5	1
p	0,258	

Legenda k tabulce 18:

WBS = weight bearing squat;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
smodch = směrodatná odchylka
p = hladina statistické významnosti

Graf 18: WBS při 90° flexi v koleních kloubech – Efekt terapie



Legenda ke grafu 18:

WBS = weight bearing squat;
PS = plyometrická skupina;
KS = kontrolní skupina;
% = procenta tělesné hmotnosti

Z tabulky 18 a grafu 18 vyplývá že, plyometrická skupina zlepšila symetrii rozložení tělesné hmotnosti průměrně o 3,3%, medián zlepšení byl 2,5%. Kontrolní skupina zlepšila symetrii rozložení tělesné hmotnosti průměrně o 1,1%, medián zlepšení byl 1,0%.

Hypotézu H_08 nelze zamítnout. Mann-Whitney U-test neprokázal statisticky významný rozdíl ve změně symetrie rozložení tělesné hmotnosti při 90° flexi v kolenních kloubech mezi probandy se zařazenými prvky plyometrického cvičení v rehabilitaci a probandy bez zařazených prvků plyometrického cvičení v rehabilitaci.

Medián zlepšení symetrie rozložení tělesné hmotnosti byl u plyometrické skupiny 2,5%, u kontrolní skupiny 1,0%. Tento rozdíl není statisticky významný, přesně vypočítaná hladina signifikance testu **p = 0,258 (> 0,05)**.

6 DISKUZE

V naší práci jsme se zabývali objektivizací efektu plyometrického cvičení v rehabilitaci pacientů po plastice LCA v období 10-15. pooperačního týdne.

Ruptura LCA je nejčastějším vazivovým poraněním kolenního kloubu (Herrington et al., 2009, s. 149). K ruptuře vazů dochází při sportovní činnosti, především u mladších lidí (Hart & Štipčák 2011, s. 25). Poraněním LCA dochází k mechanické nestabilitě a neuromuskulární poruše kolenního kloubu (Howells et al., 2011, s. 1168). Dochází k narušení propriocepce, timingu svalů, vzorců aktivace a zpomalení reakčních časů (Mayer & Smékal, 2004, s. 112).

Jedincům, kteří se nadále chtějí věnovat své sportovní aktivitě, se doporučuje podstoupit rekonstrukci poraněného vazů. Chirurgická rekonstrukce nejen obnoví mechanickou stabilitu kolene, ale také umožňuje pacientům, aby efektivněji trénovali propriocepci a obnovili neuromuskulární kontrolu kolenního kloubu (Palm et al. 2011, online).

Hlavním cílem rehabilitace pacientů po plastice LCA je obnova dynamické stabilizace kloubu (Chmielewski et al., 2005, s. 741). Pro tuto obnovu lze využít prvků plyometrického cvičení.

Plyometrické cvičení je forma neuromuskulárního tréninku využívající mechanismu stretch-shortening cyklu. Tento cyklus je charakteristický rychlým střídáním excentrické a koncentrické kontrakce (Peng et al., 2011, s. 127). Při excentrické kontrakci elastická energie ve svalů-šlachovém komplexu roste a ukládá se. Poté následuje koncentrická kontrakce, uložená elastická energie se uvolňuje a dochází k zvýšení produkce síly. Čím rychlejší bude přechod z excentrické fáze do koncentrické fáze, tím více energie je možné využít pro zvětšení následné koncentrické kontrakce (Potach et al., 2009, s. 35; Houghlum, 2010, s. 275-276).

Efekt stretch-shortening cyklu v plyometrickém cvičení zajišťuje dynamickou stabilizaci kloubu. Dochází k posílení svalstva v okolí kloubu (Markovic et al., 2005, s. 36-37; Séaz de Villareall et al., 2010, s. 51) a zlepšení hbitosti (Grinsven et al., 2010, s. 1131).

Většina autorů zabývajících se problematikou poranění LCA hodnotí spíše aktivitu svalů dolních končetin pomocí elektromyografické analýzy (Bryant et al. 2009, s. 988-997; Peng et al., 2011, 127-132; Alkjær et al., 2002, s. 586-93). Posturografické parametry testuje méně autorů (Palm et al., 2011, online; Chmielewski et al., 2002, s. 87-95; Mattacola et al., 2004, s. 602-609).

Stejný problém nastává s plyometrickým cvičením v rehabilitaci pacientů po plastice LCA. Většina autorů hodnotí vliv plyometrického cvičení spíše jako prevenci zranění vazů u zdravých jedinců při určitém sportu (Lephart et al., 2005, s. 932-938; Chimera et al., 2004, s. 24-31; Wilkerson et al., 2004, s. 17-23; Myer et al., 2006, s. 345-353; Yoo et al., 2010, s. 824-830). Málo autorů se zabývá efektem plyometrického cvičení přímo v rehabilitačním programu po plastice vazů (Chmielewski et al., 2002, s. 87-95). Nenašli jsme žádné studie, které by hodnotily efekt plyometrického cvičení pomocí posturografického testování. Není proto možné naše výsledky porovnávat s jinými studiemi.

Na časové zařazení plyometrického cvičení do rehabilitace u pacientů po plastice LCA není jednotný názor. Smékal et al. (2004, s. 421-428) začínají s plyometrickým cvičením od 7. pooperačního týdne. Bollen (2001, s. 75-77) udává, že by se s plyometrickým cvičením mělo začít nejdříve 12. pooperační týden. Engelhart et al. (2002, s. 791-798) povolují plyometrické cvičení také od 7. pooperačního týdne. Na pracovišti, kde u našich probandů probíhala rehabilitace, bylo plyometrické cvičení do rehabilitačního programu zapojováno až od 16. pooperačního týdne. Rozhodli jsme se naši práci zaměřit na dřívější zařazení plyometrického cvičení do rehabilitačního programu, zdali bude pro pacienty přínosnějším. Počáteční fázi plyometrického cvičení jsme si zvolili 10. pooperační týden, kdy probandů již neudávali bolestivost operovaného kolenního kloubu a pociťovali ho stabilním.

Většina autorů také poukazuje na fakt, že poranění a následná plastika LCA vede ke změnám i na neoperované DK (Angoules et al., 2011, s. 76-82; Shirashi et al., 1996, abstrakt; Chmielewski et al., 2002, s. 87-95). Chmielewski et al. (2002, s. 87) říkají, že je tato změna způsobena centrálním řízením zodpovědným za posturální kontrolu. I přesto jsme se rozhodli hodnotit parametry pouze operované DK, na které jsou po plastice LCA viditelné známky dysfunkce.

V naší práci jsme pracovali s malým testovaným vzorkem, který tvořilo 17 probandů po plastice LCA rozdělených do dvou skupin. Díky této skutečnosti u většiny případů nejsou výsledky statisticky významné. Výsledné průměrné hodnoty udávají u většiny testovaných posturografických parametrů výraznější zlepšení u plyometrické skupiny než u skupiny kontrolní. Předpokládáme, že kdybychom testovali větší vzorek probandů, prokázali bychom statisticky významné zlepšení u plyometrické skupiny.

6.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Testování první vědecké otázky proběhlo pomocí posturografických testů modulu Balance Master System. Tento modul hodnotí dynamické aktivity pohybu. Hodnotili jsme testy Step Up/Over (přechod přes schod), Forward Lunge (výpad vpřed) a Sit to Stand (vstávání ze sedu). Všechny 3 testy jsou činnostmi, které člověk provádí několikrát denně. Při všech testech hodnotíme charakteristiky silových parametrů – dopadové či odrazové síly. Testujeme, jak je pacient schopen koncentricky a excentricky kontrolovat svalstvo DKK, které je následkem rekonstrukce vazů výrazně změněno.

Diskuze k hypotéze H₀₁

Přechod přes schod je aktivita, při které pacienti po plastice LCA pociťují dlouhodobé problémy. Hlavně při chůzi ze schodu. Je to dáno zhoršenou excentrickou a koncentrickou neuromuskulární kontrolou, která vzniká následkem poranění a následné rekonstrukce vazů.

Hodnotili jsme parametry *lift-up index (LUI)* a *impact index (II)*. *LUI* kvantifikuje maximální sílu vyvinutou výpadovou DK v momentě výstupu na schod (Mattacola et al., 2004, s. 604). Následkem plastiky LCA dochází ke snížení svalové síly m.QF a pacient v rané fázi není schopen produkce dostatečně velké síly potřebné k snadnějšímu výstupu na schod.

Mattacola et al. (2004, s. 602-609) hodnotili hodnotu *LUI* u probandů po plastice LCA a porovnávali ji se zdravou kontrolní skupinou. Probandi po plastice vazů měli snížený *LUI* na operované DK oproti kontrolní skupině. Stejně snížení jsme očekávali i u našich probandů.

Snížení *LUI* nám vypovídá o horší schopnosti produkce koncentrické práce svalů operované DK, hlavně m.QF, při výstupu na schod (Mattacola et al., 2004, s. 604).

V průběhu rehabilitace dochází ke zvýšení svalové síly operované DK, což se v naší práci projevilo zvýšením hodnot *LUI* při druhém měření u obou testovaných skupin.

Pacienti po plastice LCA udávají větší problémy při chůzi ze schodů než do schodů. Chmielewski et al. (2002, s. 93) tvrdí, že to může být způsobeno nedostatkem důvěry v operovaný kolenní kloub a strachem ze zatížení DK. U pacientů po plastice LCA se tedy dá předpokládat vysoká hodnota *II* v porovnání se zdravými jedinci. Menší hodnota *II* udává lepší neuromuskulární kontrolu DKK.

Mattacola et al. (2004, s. 604) uvádí, že *II* hodnotí výkonnost excentrické práce dopadové končetiny. Toto tvrzení není zcela přesné. Myslíme si, že dopad může být ovlivněn jak nohou dopadající na podložku, tak nohou stojnou, která je v kontaktu se schodem. To naznačuje, že větší hodnota *II* na operované DK může být způsobena i zhoršenou excentrickou kontrolou na neoperované DK.

Pro hodnocení excentrické kontroly m.QF operované DK bychom tedy museli využít údaje spíše o dopadu neoperované DK na podložku. V naší práci jsme hodnotili pouze dopad operovanou DK. Domníváme se, že v tomto případě bude k tlumení dopadu nejvíce důležitá excentrická práce m.gastrocnemius. Výsledky studie dle Mehdipura et al. (2008, s. 103-106) udávají, že tento sval se plyometrickým cvičením výrazně posiluje.

Plyometrickým cvičením se zvyšuje svalová síla (Swanik et al., 2002, s. 579; Newbery & Bishop, 2006, s. 162). S rostoucí silou dochází také k lepší kontrole koncentrických a excentrických pohybů při různých aktivitách (Newbery & Bishop, 2006, s. 162).

Naše výsledky udávají, že plyometrická skupina zvýšila hodnotu *LIU* průměrně o 12,5%, kontrolní skupina o 5,0%. Tyto hodnoty naznačují, že plyometrická skupina zlepšila produkci síly v počáteční fázi SUO výrazněji než kontrolní skupina. Probandi plyometrické skupiny tedy prokázali lepší kontrolu koncentrické práce svalů operované DK. *II* se u plyometrické skupiny snížil průměrně o 1,6% u kontrolní skupiny došlo dokonce ke zvýšení hodnot *II* průměrně o 2,3%. Probandi kontrolní skupiny tedy v průběhu rehabilitace nebyli schopni lépe kontrolovat svůj dopad.

I když výsledky nejsou z důvodu malého počtu probandů statisticky významné, z průměrných hodnot usuzujeme, že plyometrické cvičení má vliv na zlepšení koncentrické i excentrické svalové práce operované DK při testu SUO.

Diskuze k hypotéze H₀₂

V hypotéze H₀₂ jsme testovali výpad vpřed (FL). Hodnotili jsme parametr *force impuls (FI)*. Mattacola et al. (2004, s. 604) udávají, že jedinci s vysokým *FI* produkují větší množství síly za kratší dobu. Maximální produkce síly v co nejkratším čase je základním principem plyometrického cvičení. Nicméně si myslíme, a z posturografického reportu vyplývá, že zvýšený *FI* při FL nemusí znamenat zlepšení funkční výkonnosti kolenního kloubu.

FL je aktivita, při které dochází k rychlému pohybu kolenního kloubu z extenze do flexe a zpět. Pohyb je řízený excentrickou a koncentrickou kontrakcí m.QF (Alkjær et al., 2002, s. 590). Kontrakce m.QF může způsobit ventrální translaci tibie, což můžeme považovat za faktor poranění LCA (Chmielewski et al., 2002, s. 267-268). Koaktivace m.QF a hamstringů je zásadní pro udržení kloubní stability (Wilkerson et al., 2004, s. 17). Proto hamstringy brání této ventrálně translační síle tibie a poskytují dynamickou stabilitu kolenního kloubu (Chmielewski et al., 2002, s. 267-268).

Wilkerson et al. (2004, s. 17-23) uvádějí, že plyometrické cvičení snižuje čas potřebný pro svalovou aktivaci. Dochází k rychlejším změnám směru pohybu a zvyšuje se schopnost aktivace hamstringů. Stejný názor podporují i Chimera et al., (2004, s. 29), kteří zjistili, že plyometrické cvičení produkuje neuromuskulární úpravy, které podporují koaktivaci m.QF a hamstringů kvůli zajištění funkční stability kolenního kloubu. Grinsven et al (2010, s. 1131) považují plyometrické cvičení vhodné i pro trénink hbitosti. Podporuje excentrickou a koncentrickou kontrakci svalů, které dokážou rychleji reagovat při změně směru pohybu.

Alkjær et al., (2002, s. 586-593) testovali FL u probandů s poraněním LCA a srovnávali je se zdravou kontrolní skupinou. Probandi s poraněním LCA prováděli FL operovanou DK menší úhlovou rychlostí, než zdravá kontrolní skupina. Vysvětlují to tvrzením, že hamstringy mají omezenou kapacitu dynamické kloubní stabilizace při rychlém pohybu kolenního kloubu do flexe, řízeného excentrickou kontrakcí m.QF.

Probandi prováděli pohyb pomaleji, aby dokázali v případě bolesti kloubu během flexe co nejrychleji zareagovat a pohyb zastavit.

V naší práci se u obou skupin probandů snížila hodnota parametru *FI*. Myslíme si, že u obou skupin probandů došlo mezi měřeními ke zlepšení koaktivace m.QF a hamstringů. Pohyb do flexe by proto mohli provádět větší úhlovou rychlostí, ve výpadu by dokázali pohyb rychleji kontrolovat a zastavit. Následná koncentrická kontrakce m.QF vedoucí ke změně směru pohybu zpět do stoje by se pro ně stala snazší. Potřebovali by tedy méně síly k odrazu z flexe kolenního kloubu zpět do extenze na výpadové operované DK.

U plyometrické skupiny došlo většímu snížení *FI*. Plyometrická skupina snížila hodnotu *FI* průměrně o 21%, kontrolní skupina snížila hodnotu *FI* o 15,1 %. Předpokládáme, že větší snížení *FI* u plyometrické skupiny je způsobeno zařazením plyometrického cvičení, které zlepšilo funkci operované DK při testu FL.

Diskuze k hypotéze H₀₃

Vstávání ze sedu (STS) je v běžném životě často používaným motorickým stereotypem. Pro své správné provedení vyžaduje dostatečnou svalovou sílu DKK, hlavně extenzorů kyčelního, kolenního i hlezenního kloubu. Goulart & Valls-Solé (1999, s. 1639) považují za hlavní hnací sílu při STS m.QF a hamstringy. Plastika LCA má právě u těchto svalů zásadní vliv na svalovou sílu operované DK. V průběhu rehabilitačního programu po plastice LCA dochází k opětovnému nárůstu svalové síly na operované DK. Předpokládáme, že s rostoucím nárůstem svalové síly DK bude růst i hodnota *rising indexu (RI)*. Potvrzují to i Chmielewski et al. (2002, s. 87-95), kteří zkoumali hodnoty *RI* ve 3 časových obdobích po plastice LCA – v 1., 5. a 12. pooperačním týdnu. Pacienti vykazovali při každém měření vyšší hodnoty *RI*.

Jak již bylo zmíněno, většina studií se shoduje tvrzením, že plyometrické cvičení vede ke zvýšení svalové síly (Markovic et al., 2005, s. 36-37; Séaz de Villareall et al., 2010, s. 51). Zvýšením svalové síly dochází ke zlepšení koncentrické svalové práce DKK. Nejvíce nás bude zajímat zvýšení síly m.QF a hamstringů. Posílením těchto svalů docílíme lepšího provedení STS a tudíž i zvýšení hodnoty *RI*.

V naší práci došlo u plyometrické skupiny k většímu nárůstu hodnot *RI* než u kontrolní skupiny. U Plyometrické skupiny narostla hodnota *RI* průměrně o 3%,

u kontrolní skupiny o 1%. Z těchto výsledků usuzujeme, že zařazením prvků plyometrického cvičení do rehabilitace se zvyšuje svalová síla DKK.

Hodnota *RI* při STS nerozlišuje sílu působící do podložky pro každou končetinu zvlášť. Nemůžeme tedy přesně stanovit, o jakou hodnotu se zvětšila síla na operované DK a zdali zlepšení hodnot *RI* není zapříčiněno pouze zlepšením svalové síly na neoperované DK.

Bylo by zajímavé hodnotit i pohyb opačný – posazení ze stoje do sedu. Síla v momentě kontaktu hýždí s podložkou by nám poskytla informaci o excentrické svalové práci. Tento parametr nám však test STS neumožňuje. Hodnotíme zde tedy pouze koncentrickou svalovou práci.

Excentrická i koncentrická kontrola kolenního kloubu je důležitá, protože hraje roli v běžných denních aktivitách jako je běh, posazení na židli nebo chůze po schodech (Mattacola et al., 2004, s. 606). Excentrické a koncentrické posílení m.QF je nezbytné pro obnovu funkční schopnosti kolenního kloubu po plastice LCA. Všechny 3 námi měřené testy poskytují informace o neuromuskulární kontrole kolenního kloubu v dynamických aktivitách. Jsou proto dobrými funkčními testy a mohou být začleněny při hodnocení funkčnosti poraněného kolenního kloubu (Yoon & Hwan, 2000 in Mattacola et al., 2004, s. 606).

6.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

K objektivizaci druhé vědecké otázky jsme využili posturografických testů modulu Smart Equitest System. Tento modul hodnotí efektivitu posturální stability při statických podmínkách. Hodnotili jsme testy Motor Control Test (MCT), Unilateral Stance (US) a Weight Bearing Squat (WBS).

Při testech hodnotíme efektivitu reakce na zevní podnět, rychlost posturálních výchylek a symetrii rozložení tělesné hmotnosti.

Diskuze k hypotéze H₀₄ a H₀₅

V hypotézách H₀₄ a H₀₅ jsme hodnotili efektivitu plyometrického cvičení na rychlost reakce probandů při translaci plošiny směrem dopředu i dozadu. Při translaci plošiny dozadu jsou hlavními svaly DK zajišťující stabilitu hamstringy a m.gastrocnemius. Při translaci plošiny dopředu zajišťují stabilitu hlavně m.QF a m.tibialis anterior.

Předpokládali jsme, že plyometrickým cvičením by se mohla zlepšit rychlost reakce na daný podnět a probandi by byli následně schopni lépe reagovat na neočekávané změny, se kterými se mohou potkat při běžných denních aktivitách.

Beard et al. (1993, s. 311-315) u pacientů po ruptuře LCA prokázali zpomalení reflexní svalové aktivity hamstringů z důvodu snížení propriocepce kolenního kloubu. Udávají, že funkční nestabilita kolene přímo souvisí se zvýšením latence reflexní kontrakce hamstringů. Zlepšuje se i reflexní svalová aktivita hamstringů z důvodu zajištění stabilizace kolenního kloubu (Chmielewski et al., 2002, s. 267-268). Na základě těchto poznatků předpokládáme, že po následné plastice LCA dochází k postupným neuromuskulárním úpravám.

Zmenšení latence odpovědi svalů operované DK na daný podnět může podpořit plyometrické cvičení. Chimera et al. (2004, s. 27-29) uvádí, že se zrychlilo zapojení stabilizačních svalů, agonistů a antagonistů. Potach et al. (2009, s. 35-43) zjistili, že po 4 týdenním plyometrickém cvičení se zmenšila latence m.QF a m.gastrocnemius.

V naší práci plyometrická skupina prokázala zmenšení latence u obor směru translace plošiny na operované DK oproti kontrolní skupině. Při translaci plošiny dozadu plyometrická skupina zlepšila rychlost reakce průměrně o 4ms, kontrolní skupina nijak nezměnila rychlost reakce. Při translaci plošiny dopředu plyometrická skupina zlepšila rychlost reakce průměrně o 4ms, kontrolní skupina se průměrně naopak zhoršila v rychlosti reakce o 4,3ms. V případě translace plošiny dopředu jsou výsledky dokonce statisticky významné. Plyometrické cvičení tudíž vede k rychlejší svalové aktivaci.

Diskuze k hypotéze H₀₆

V hypotéze H₀₆ jsme hodnotili stabilitu při stoji na operované DK (US).

Kolenní kloub je i u zdravých jedinců poměrně málo vnímanou oblastí těla a lehce se vytrácí z vědomé kontroly při pohybu. S poraněním LCA a následnou rekonstrukcí souvisí snížení propriocepce z kloubu. Dále následkem poranění dochází ke snížení síly svalů kolenního kloubu (Mayer & Smékal, 2004, s. 112). Zhoršená propriocepce a snížená svalová síla má vliv na stabilitu kolenního kloubu. Dochází k vyšším posturálním výchylkám při stoji na jedné DK, jak udávají např. Angoules et al. (2011, s. 76), Shiraishi et al. (1996, abstrakt) a Chmielewski et al., (2002, s. 87).

Předpokládali jsme, že stabilita při US selepší u plyometrické skupiny více než u skupiny kontrolní. Tuto domněnku můžeme díky výsledkům naší práce potvrdit. Dovolujeme si tedy konstatovat, že plyometrické cvičení zlepšuje stabilitu při US. Na základě našich výsledků se domníváme, že zařazení plyometrického cvičení v časnější fázi rehabilitace, má vliv na zlepšení stability kolenního kloubu a tedy i stoje samotného. Zlepšením propriocepce jsme docílili lepší svalové koordinace kolenního kloubu. Tuto myšlenku nám potvrzují i studie autorů Cooper et al. (2005, s. 177) a Paterno et al. (abstrakt), kteří uvádějí, že zařazením plyometrického cvičení výrazně zlepšujeme propriocepci DK. Ben Moussa et al. (2009, s. 475-484) a Chmielewski et al. (2002, s. 87-95) udávají, že následkem rehabilitace dojde ke zlepšení stability stoje na jedné DK. Avšak nám se ukázalo, že se stabilita při US se ještě více zlepšila zařazením plyometrického cvičení do rehabilitace.

Diskuze k hypotéze H₀₇ a H₀₈

V hypotéze H₀₇ a H₀₈ jsme hodnotili symetrii rozložení tělesné hmotnosti (WBS) při vzpřímeném stoji a při stoji s 90° flexí v kolenních kloubech.

Domníváme se, že při vzpřímeném stoji nebudou rozdíly v zatížení mezi operovanou a neoperovanou DK tak výrazné jako při 90° v kolenních kloubech. 90° flexí v kolenních kloubech se zvyšuje tlak na kolenní i hlezenní klouby a je možné lépe detekovat rozdíly v symetrii WBS, které nejsou ve vzpřímeném stoji zřejmé (Kolářová, 2012, s. 10).

Vlivem snížení propriocepce a zmenšením svalové síly očekáváme u pacientů po plastice LCA větší zatížení na neoperované DK. Správně zvolenou rehabilitací by však mělo docházet k menším rozdílům hodnot mezi oběma DKK.

Předpokládáme, že plyometrickým cvičením dojde k lepšímu uvědomění si kolenního kloubu a zlepšení přenosu zatížení na operovanou stranu. Při 90° je důležitá koncentrická práce m.QF a jeho koaktivace s hamstringy. Plyometrickým cvičením by se proto mohly rozdíly v zatížení mezi oběma DKK ještě více zmenšit.

Naše názory podporují i jiní autoři. Výsledky dle Chmielewski et al. (2002, s. 87-95) udávají zlepšení WBS v průběhu rehabilitace. Rozdíly při vzpřímeném stoji nebyly tak výrazné jako při 90° flexi v kolenních kloubech. Swanik et al. (2005, s. 579) říkají, že plyometrické cvičení zlepšuje proprioepci, která je důležitá pro obnovu funkční stability kolenního kloubu. Risberg et al. (2007, s. 744) uvádějí, že pacienti, kteří cvičili plyometrii si lépe uvědomovali operovanou DK.

V naší práci se plyometrická skupina zlepšila v hodnotách WBS více než skupina kontrolní. Výraznější rozdíl jsme našli při 90° flexi kolenních kloubů. Z výsledků usuzujeme, že plyometrické cvičení vede ke zlepšení symetrie WBS.

Rozložení tělesné hmotnosti bylo měřeno během krátkého časového intervalu. Zajímalo by nás také, jak by se změnilo toto rozložení při dlouhodobější neměnné statické poloze.

Testovaný soubor tvořilo 17 probandů po plastice LCA. Probandi v anamnéze neudávali žádná dřívější poranění DKK a při poranění vazy nedošlo současně k jiným závažným přidruženým poraněním měkkých struktur kolenního kloubu. Dvanácti probandům byla diagnostikována izolovaná léze LCA, u pěti probandů bylo zjištěno přidružené poranění menisků. Poranění bylo řešeno v den operace společně s rekonstrukcí LCA. Po konzultaci s operátorem soudíme, že toto přidružené poranění nemělo u žádného probanda vliv na průběh pooperační rehabilitace.

Z důvodu malého počtu probandů jsme nerozlišovali, jakým typem štěpu byl poraněný vaz nahrazen. Domníváme se, že kdybychom zkoumali efekt plyometrického cvičení u probandů s náhradou vazy pouze štěpěm z ligamentum patellae v porovnání s probandy pouze se štěpem z m.semitendinosus nebo m.gracilis, dosáhli bychom u obou skupin podobných výsledků.

Zadané plyometrické cviky jsme vyzkoušeli nejdříve na zdravém jedinci a dle pocitu jsme je do rehabilitačního programu zařazovali od nejjednodušších až po velmi náročné.

Odborná literatura obecně neuvádí cvičení na trampolíně jako plyometrické cvičení. Ačkoliv je dopad či odraz jednodušší a ekonomičtější, domníváme se, že zde dochází k rychlému střídání excentrické a koncentrické kontrakce. Proto jsme se rozhodli cvičení na trampolíně zařadit mezi použité plyometrické prvky v rehabilitaci.

V příloze 1 jsou u každého zadaného cviku přidány fotografie s průběhem provedení. Fotografie jsou přidány spíše pro názornost, ne zcela přesně vystihují optimální provedení daného cviku. Bylo by přínosnější do naší práce přiložit video, kde bychom viděli celý průběh jednotlivých cviků. To ovšem z technického hlediska není možné.

Obecně platí, že po plastice LCA neexistuje jednotný názor na optimálně zvolený rehabilitační program. Každé pracoviště, má svůj rehabilitační program, upravený dle indikací operáterů nebo např. technického vybavení rehabilitačního centra.

Problematika průběhu rehabilitace pacientů po plastice LCA je široké téma do diskuze, zařazení plyometrického cvičení není jediným diskutovaným tématem. Nejvíce probíranými tématy jsou povolení plné zátěže operované končetiny, které se u různých autorů a u různých operáterů liší. Další diskutabilní problematikou je používání kolenních ortéz, anebo cvičení v uzavřených (dále CKC) a otevřených (OKC) kinematických řetězcích. Zabývání se těmito tématy není předmětem naší práce.

ZÁVĚR

Poranění LCA je spojeno s mechanickou nestabilitou a neuromuskulární poruchou kolenního kloubu. LCA hraje základní roli v regulaci zpětné vazby zprostředkované somatosenzorickým systémem, tím že poskytuje informace o poloze a pohybu kolenního kloubu. Poraněním LCA dojde k narušení nervových mechanismů této zpětné vazby, což má značný vliv na řízení pohybu kolenního kloubu (Howells et al., 2011, s. 1168).

V naší práci jsme zjišťovali, zdali narušení neuromuskulární kontroly operovaného kolenního kloubu zlepšíme časnějším zařazením plyometrického cvičení do rehabilitačního programu. K výzkumu jsme využili posturografických testů, ve kterých jsme probandy testovali během statických i dynamických podmínek.

Důvodem, proč jsme se rozhodli touto problematikou ve své práci zabývat, je ten, že neexistuje shoda, pokud se jedná o časové zařazení plyometrického cvičení do rehabilitačního programu pacientů po plastice LCA. Na pracovišti, kam probandi docházeli na rehabilitaci, bylo plyometrické cvičení zařazeno až od 16. pooperačního týdne. Ztotožnili jsme se s názorem, že plyometrické cvičení bude mít již v časnější fázi rehabilitace pozitivní účinky na neuromuskulární kontrolu operovaného kolenního kloubu.

Zjistili jsme, že plyometrické cvičení, zařazené v období od 10. pooperačního týdne po plastice LCA, má pozitivní účinky na neuromuskulární kontrolu operovaného kolenního kloubu. I když výsledky byly ve většině případů statisticky nevýznamné, výsledné průměrné hodnoty prokázaly pozitivní účinek plyometrického cvičení. Statistickou nevýznamnost výsledků dáváme za vinu malému testovanému vzorku probandů.

Na pracovišti kde jsme výzkum prováděli, tedy doporučujeme zařadit plyometrické cvičení do rehabilitačního programu již od 10. pooperačního týdne.

Osobně si také myslíme, že čím dříve dojde k zařazení plyometrického cvičení do rehabilitačního programu pacientů po plastice LCA, tím lepších funkčních výsledků bude operovaný kolenní kloubu dosahovat. Nicméně měli bychom respektovat 2 důležité podmínky. Operátorem musí být povolena plná zátěž operované končetiny a pacient by neměl udávat bolestivost kolenního kloubu.

REFERENČÍ SEZNAM

ABERNETHY, Bruce et al. *The biophysical foundations of human movement*, Palgrave Macmillan, Australia 2005, str. 363, ISBN 0-7360-4276-8.

AGEBERG, Eva, *Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation — using the anterior cruciate ligament-injured knee as model*, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 12, Issue 3, 2002, pg. 205–212, ISSN 1050-6411.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641102000226>

ALKJÆR, Tine et al. *Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: copers and non-copers*, Clinical Biomechanics, Volume 17, Issue 8, 2002, pg. 586-593, ISSN 0268-0033.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003302000980>

ANGOULES, A, G, et al. *Knee proprioception following ACL reconstruction; a prospective trial comparing hamstrings with bone–patellar tendon–bone autograft*, The Knee, 2011, Volume 18, Issue 2, pg. 76–82, ISSN 0968-0160.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016010000323>

BAECHLE, Thomas R, EARLE, Roger W. *Essentials Strength Training and Condition*, 2009, pg. 641, ISBN 0-7360-5803-6.

BARTONÍČEK, Jan, HEŘT, Jiří. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*, Maxdorf, Praha 2004, str. 256, ISBN 80-7345-017-8.

BEARD, DAVID, et al. *Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament*, Journal of Bone and Joint Surgery, 1993, pg. 311-315.

Dostupné na: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/75B/2/311.full.pdf+html>

BEN MOUSSA, Zouita et al. *Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction*, Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, Volume 52, Issue 6, 2009, pg. 475–484, ISSN 1877-0657.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065709000633>

BERNIER, M. *Perturbation and agility training in the rehabilitation of soccer athletes*, 2003 in NEWBERRY, Leanne, BISHOP, Mark D. *Plyometric and agility training into the regimen of a patient with post-surgical anterior knee pain*, Physical Therapy in Sport, Volume 7, Issue 3, 2006, pg. 161–167, ISSN 1466-853X.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X06000605>

BEYNNON, Bruce et al. *The measurement of elongation of anterior cruciate-ligament grafts in vivo*, The Journal of Bone & Joint Surgery, 1994, Volume 76, Issue 4, pg. 520-531, ISSN 1535-1386.

Dostupné na <http://jbjs.org/article.aspx?articleid=22618>

BOLLEN, S, R. *BASK Instructional Lecture 3: Rehabilitation after ACL reconstruction*, The Knee, Volume 8, Issue 1, 2001, pg. 75–77, ISSN 0968-0160.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016001000722>

BONACCI, Jason, et al. *Plyometric training as an intervention to correct altered neuromotor control during running after cycling in triathletes: A preliminary randomised controlled trial*, Physical Therapy in Sport, Volume 12, Issue 1, 2011, pg. 15–21, ISSN 1466-853X.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X10001100>

BRYANT, Adam L, NEWTON, Robert U, STEELE, Julie. *Successful feed-forward strategies following ACL injury and reconstruction*, Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Issue 5, 2009, pg. 988-997, ISSN 1050-6411.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641108000941>

COOPER, Daniel, E. *Biomechanical properties of the central third patellar tendon graft: effect of rotation*, Knee surgery, Sports traumatology, 1998, Arthroscopy, Volume 6, Supplement 1, pg. 16-19.

Dostupné na <http://www.springerlink.com/content/3hrd65k19bgaj9qg/>

COOPER, R L, TAYLOR, N F, FELLER, J A. *A Systematic Review of the Effect Of Proprioceptive and Balance Exercises on People With an Injured Or Reconstructed Anterior Cruciate Ligament*, Research in Sports Medicine: An International Journal, Volume 13, Issue 2, 2005, pg. 163-178.

Dostupné na: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/15438620590956197>

ČECH, Oldřich, SOSNA, Antonín, BARTONÍČEK, Jan. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*, Avicenum, Praha 1986, str. 196, ISBN 08-088-86.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*, Grada Publishing, Praha 2001, str. 516, ISBN 80-7169-970-5.

DUNGL, Pavel. *Ortopedie*, Grada Publishing, 2005, str. 1280, ISBN 80-247-0550-8.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*, Grada publishing, Praha 2009a, str. 532, ISBN 9788024732404.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Grada publishing a.s., Praha 2009b, str. 171, ISBN 978-80-247-1648-0.

ENGELEN van MELICK, Nicky et al. *Assessment of functional performance after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of measurement procedures*, Knee surgery, Sports traumatology, Arthroscopy, [Online], 2012.

Dostupné na <http://www.springerlink.com/content/h8211011887615x3/>

ENGELHARDT, M, FREIWALD J, RITTMEISTER, M. *Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik*, Orthopäde, Volume 31, Number 8, 2002, pg. 791-798.

Dostupné na: <http://www.springerlink.com/content/3xlee1upclgk1lp/>

FACCIONI, A. *Plyometrics* [online], 2001, s. 1-10.

Dostupné na: http://163.178.103.176/fisiologia/general/activ_bas_3/Plyometric1.pdf

FU, Freddie, H, COHEN, Steven, B. *Current concepts in ACL reconstruction*, SLACK Incorporated, NJ 2008, pg. 441, ISBN 978-1-55642-813-5.

GALLO, Jiří a kol. *Ortopedie*, Univerzita Palackého v Olomouci 2011, str. 211, ISBN 978-80-244-2486-6.

GAUDOT, F., et al. *Double-incision mini-invasive technique for BTB Harvesting: Its superiority in reducing anterior knee pain following ACL reconstruction*, Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research, Volume 95, Issue 1, 2009, pg. 28–35, ISSN 1877-0568.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877056808000121>

GOULART, Fátima Rodrigues-de-Paula, VALLS-SOLÉ, Josep. *Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement*, Clinical Neurophysiology, Volume 110, Issue 9, 1999, pg. 1634–1640. ISSN 1388-2457.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245799001091>

GRIFFIN, Letha, Y. *Rehabilitation of the injured knee*, Mosby-Year Book, St. Louis 1995, str. 341, ISBN 0-8016-7556-1.

GRINSVEN, S. van, et al. *Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction*, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, Volume 18, Number 8, 2010, pg. 1128–1144.

Dostupné na: <http://www.springerlink.com/content/w9721rj430026402/>

- GROSS, Jeffrey, FETTO, Joseph, ROSEN, Elaine. *Vyšetření pohybového aparátu*, Triton, 2005, str. 599, ISBN 80-7254-720-8.
- HART, Radek, ŠTIPČÁK, Václav. *Přední zkrřížený vaz kolenního kloubu*, Maxdorf, 2010, str. 224, ISBN 978-80-7345-229-2.
- HERRINGTON, Lee et al. *A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls*, *The Knee*, Volume 16, Issue 2, 2009, pg. 149–152, ISSN 0968-0160.
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016008001877>
- HOUGLUM, Peggy, A. *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries*, 2010, pg. 1019, ISBN 0-7360-7595-X.
- HOWELLS, Brooke, E., ARNDERN, Clare L., WEBSTER, Kate, E. *Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review*, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Volume 19, Number 7, 2011, pg. 1168-1177.
Dostupné na <http://www.springerlink.com/content/0942-2056/>
- CHIMERA, Nicole J, et al. *Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in Female Athletes*, *Journal of Athletic Training*, Volume 39, Issue 1, 2004, pg. 24-31.
Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385258/>
- CHMIELEWSKI, Terese L, WILK, Kevin E, SNYDER-MACKLER, Lynn. *Changes in weight-bearing following injury or surgical reconstruction of the ACL: relationship to quadriceps strength and function*, *Gait & Posture*, Volume 16, Issue 1, 2002, pg. 87–95, ISSN 0966-6362.
Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201002028>

CHMIELEWSKI, Terese, L, et al. *Perturbation Training Improves Knee Kinematics and Reduces Muscle Co-contraction After Complete Unilateral Anterior Cruciate Ligament Rupture*, *Physical Therapy*, Volume 85, Issue 8, 2005, pg. 740-749, ISSN 1538-6724.

Dostupné na: <http://www.physther.net/content/85/8/740.full>

CHMIELEWSKI, Terese L, et al. *Plyometric Exercise in the Rehabilitation of Athletes: Physiological Responses and Clinical Application*, *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Volume 36, Number 5, 2006, pg. 308-319.

IHARA, Hidetoshi, TAKAYAMA, Masanobu, FUKUMOTO, Takahiko. *Postural control capability of ACL-deficient knee after sudden tilting*, *Gait & Posture*, 2008, Volume 28, Issue 3, pg. 478–482, ISSN 0966-6362.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208000714>

KAPANDJI, I, A. *The Physiology of the Joints: Volume Two Lower Limb*, Churchill Livingstone, Edinburgh 1987, pg. 242, ISBN 0-443-03618-7.

KNOLL, Zsolt, M. KISS, Rita, KOCSIS, László. *Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction* Sumery, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 14, Issue 3, 2004, pg. 287–294, ISSN 1050-6411.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641103001585>

KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*, Galén, Praha 2009, str. 713, ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. EZ centrum s.r.o., Olomouc 2012, str. 1-20, ISBN 978-80-260-1645-8.

KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*, Karolinum, Praha 2004, ISBN 80-246-0350-0.

LEE, Hung-Maan, CHENG, Cheng-Kung, LIAU, Jiann-Jong. *Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency*, *The Knee*, 2009, Volume 16, Issue 5, pg. 387–391, ISSN 0968-0160.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016009000325>

LEPHART, Scott M, FU, Freddie H. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*, *Human Kinetics*, 2000, pg. 439, ISBN 0-88011-864-4.

LEPHART, S, M, et al. *Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program*, *British Journal of Sports Medicine*, Volume 39, Issue 12, 2005, pg. 932-938, ISSN 1473-0480.

Dostupné na: <http://bjssportmed.com/content/39/12/932.full>

LIU-AMBROSE, T. *The anterior cruciate ligament and functional stability of the knee joint*, *British Columbia Medical Journal*, Volume 45, No. 10, 2003, pg. 495-499.

Dostupné na <http://www.bcmj.org/article/anterior-cruciate-ligament-and-functional-stability-knee-joint>

LLOYD, Rhodri S, et al. *Age-related differences in the neural regulation of stretch-shortening cycle activities in male youths during maximal and sub-maximal hopping*, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 22, Issue 1, 2012, pg. 37–43, ISSN 1050-6411.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641111001489>

MARKOVIĆ, Goran, et al. *Effects of sprint and plyometric training on morphological characteristics in physically active men*, *Kinesiology*, Volume 37, 2005, pg. 32-39.

MATTACOLA, Carl G, et al. *Functional Assessment Using the Step-Up-and-Over Test and Forward Lunge Following ACL Reconstruction*, Orthopedics, Volume 27, Number 6, 2004, pg. 602-609.

Dostupné na: https://www.mc.uky.edu/athletic_training/publications%20folder/mattacola.jacobs.FINALPDF.pdf

MAYER, M., SMÉKAL D. *Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, č. 3, 2004, str. 111-117, ISSN 1211-2658.

MEHDIPOUR, Abdol, Rahman, et al. *A study of electromyography of lower extremities and comparison of effects of plyometric and isotonic weight training*, Human Movement, Volume 9, Issue 2, 2008, pg. 103-106.

Dostupné na: <http://versita.metapress.com/content/0317u4n80800061/fulltext.pdf>

MYER, Gregory, D, et al. *The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes*, Journal of Strength and Conditioning Research, Volume 20, Number 2, 2006, pg. 345-353, ISSN 1533-4287.

Dostupné na <http://www.alexandrelevangelista.com.br/wpcontent/uploads/2010/02/pliome-triax-balance-training1.pdf>

NEWBERRY, Leanne, BISHOP, Mark D. *Plyometric and agility training into the regimen of a patient with post-surgical anterior knee pain*, Physical Therapy in Sport, Volume 7, Issue 3, 2006, pg. 161–167, ISSN 1466-853X.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X06000605>

PALM, Hans-Georg et al. *Effects of knee bracing on postural control after anterior cruciate ligament rupture*, The Knee, 2011, online, ISSN 0968-0160.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016011001335>

PATERNO, M V, et al. *Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes*, The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, Volume 34, Issue 6, 2004, abstrakt.

Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15233392>

PAVLŮ, D, NOVOSÁDOVÁ, K. *Príspevek k objektivizaci účinku „metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practice*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, číslo 4, 2001, str. 178-181, ISSN 1211- 2658

PENG, Hsien-Te, KERNOZEK, Thomas W, SONG, Chen-Yi. *Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height*, Physical Therapy in Sport, Volume 12, Issue 3, 2011, pg. 127–132, ISSN 1466-853X.

Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X10001045>

PIRE, Neal. *Plyometrics for Athletes at All Levels*, Berkeley, 2006, pg. 144, ISBN 1-56975-559-0.

POTACH, D, H, et al. *The effects of a plyometric training program on the latency time of the quadriceps femoris and gastrocnemius short-latency responses*, Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, Volume 49, Issue 1, 2009, pg. 35-43, ISSN 00224707.

Dostupné na: <http://search.proquest.com/docview/202676826?accountid=16730>

RADCLIFFE, James, Christopher, FARENTINOS, Robert, C. *High-Powered Plyometrics*, 1999, pg. 171, ISBN 0-88011-784-2.

RASSIER, Dilson E, HERZOG, Walter. *Relationship between force and stiffness in muscle fibers after stretch*, Journal of Applied Physiology, Volume 99, 2005a, pg. 1769-1775, ISSN 1522-1601.

Dostupné na: <http://jap.physiology.org/content/99/5/1769.long>

RASSIER, Dilson E, HERZOG, Walter. *Force enhancement and relaxation rates after stretch of activated muscle fibres*, Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences, Volume 27, 2005b, pg. 475-480.

Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1578706/>

RISBERG, May, Arna, et al. *Neuromuscular Training Versus Strength Training During First 6 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Randomized Clinical Trial*, Physical Therapy, Volume 87, 2007, pg. 737-750. ISSN: 1538-6724.

Dostupné na: <http://ptjournal.apta.org/content/87/6/737.full.pdf+html>

SÁEZ DE VILLARREAL, Eduardo Sáez, REQUENA, Bernardo, NEWTON, Robert U. *Does plyometric training improve strength performance? A meta-analysis*, Journal of Science and Medicine in Sport, Volume 13, Issue 5, 2010, pg. 513-522, ISSN 1440-2440.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S144024400900187X>

SHIRAIISHI, M, et al. *Stabilometric assessment in the anterior cruciate ligament-reconstructed knee*, Clinical Journal of Sport Medicine, Volume 6, Number 1, 1996, abstrakt.

Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8925363>

SHUMWAY-COOK, Anne, WOOLLACOTT, Majjorie, M. *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*, 2007, pg. 612, ISBN 0-7817-66915.

SCHENKMAN, Margaret, et al. *Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting*, Physical Therapy, 1990, pg. 638-651.

Dostupné na: <http://e.guigon.free.fr/rsc/article/SchenkmanEtAl90.pdf>

SCHÜNKE, Michael, SCHULTE, Erik , ROSS, Lawrence, M. *Thieme Atlas of Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2006, pg. 541, ISBN 3-13-142081-2.

SILISKI, John, M. *Traumatic Disorders of the Knee*, Springer-Verlag, New York 1994, str. 431, ISBN 0-387-94171-1.

SILVERS, Holly, MANDELBAUM, Bert, *ACL injury prevention in the athlete*, Sports Orthopaedics and Traumatology, Volume 27, Issue 1, 2011, pg. 18–26, ISSN 0949-328X.
Dostupné na <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0949328X11000111>

SMÉKAL, D, KALINA, R, URBAN, J. *Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů*, Acta Chirurgiae orthopaedicae et Traumatologiae czechoslovaca, Ročník 73, 2006, str. 421-428.

SOLOMONOW, M, KROGSGAARD, M. *Sensorimotor control of knee stability. A review*, Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, Volume 11, Issue 2, 2002, pg. 64-80, ISSN 1600-0838.
Dostupné na: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1034/j.1600-0838.2001.011002064.x/pdf>

SWANIK, Kathleen, A, et al. *The effects of shoulder plyometric training on proprioception and selected muscle performance characteristics*, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Volume 11, Issue 6, 2002, pg. 579–586, ISSN 1058-2746.
Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274602000939>

VALENTA, Jaroslav, KONVIČKOVÁ, Svatava, VALERIÁN, David. *Biomechanika kloubů člověka*, Vydavatelství ČVUT, Praha 1998, str. 239, ISBN 80-01-01943-8.

VALERIANI M, et al. *Clinical and neurophysiological abnormalities before and after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee*, Acta Neurologica Scandinavica, Volume 99, Issue 5, 1999, pg. 303–307.
Dostupné na: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0404.1999.tb00680.x/abstract;jsessionid=7E62A705677FCC0A9F67B26980357268.d03t01>

VÉLE František. *Přehled klinické kineziologie*. Triton, Praha 2006, str. 375, ISBN 80-7254-837-9.

WILKERSON, Gary B, et al. *Neuromuscular Changes in Female Collegiate Athletes Resulting From a Plyometric Jump-Training Program*, Journal of Athletic Training, Volume 39, Issue 1, 2004, pg. 17-23.

Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC385257/>

WILLIAMS, Glenn N, et al. *Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for clinicians and scientists*, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, Volume 31, Issue 10, 2001, pg. 546-566.

Dostupné na: <http://rehabeducation.com/main/wpcontent/uploads/Dynamic%20knee%20stability%20-%20current%20theory%20and%20implications.pdf>

YANAGAWA, Takashi, et al. *Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise*, Clinical Biomechanics, Volume 17, Issues 9–10, 2002, pg. 705–712, ISSN 0268-0033.

Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003302001043>

YOO, Jae, Ho et al. *A meta-analysis of the effect of neuromuscular training on the prevention of the anterior cruciate ligament injury in female athletes*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, Volume 18, Number 6, 2010, pg. 824-830.

Dostupné na <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00167-009-0901-2>

YOON, T, HWAN, J. *Comparison of eccentric and concentric isokinetic exercise testing after anterior cruciate ligament reconstruction*, 2000 in MATTACOLA, Carl G, et al. *Functional Assessment Using the Step-Up-and-Over Test and Forward Lunge Following ACL Reconstruction*, Orthopedics, Volume 27, Number 6, 2004, pg. 602-609.

Dostupné na: https://www.mc.uky.edu/athletic_training/publications%20folder/mattacola.jacobs.FINALPDF.pdf

Internetové zdroje:

<http://www.sportsinjurybulletin.com/archive/plyometrics.html>

http://www.fotbal-trenink.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=13&Itemid=22&showall=1

<http://sportsofboston.com/tom-brady-injury>

SEZNAM ZKRATEK

AL	antero-laterální
AM	antero-mediální
apod.	a podobně
atd.	a tak dále
BF	biceps femoris
B-T-B	bone-tendon-bone
cm	centimetrů
CKC	uzavřený kinematický řetězec
CNS	centrální nervový systém
COP	center of pressure
COG	center of gravity
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
EK	excentrická kontrakce
et al.	a další
EXT	extenze
FI	force impuls
FL	forvard lunge
FLX	flexe
FN	fakultní nemocnice
H	hypotéza
II	impact index
KK	koncentrická kontrakce
L	levá
LCA	přední zkřížený vaz
LCP	zadní zkřížený vaz
LCL	vnější postranní vaz
LCM	vnitřní postranní vaz
LDK	levá dolní končetina
LPA	ligamentum popliteum arcuatum
LPO	ligamentum popliteum obliquum

LT	latency
LUI	lift-up index
m.	musculus
MCT	motor control test
mm.	musculi
min.	minimálně
mlm.	milimetrů
např.	například
obr.	obrázek
OKC	otevřený kinematický řetězec
p	hladina statistické významnosti
P	pravá
PDK	pravá dolní končetina
pg.	stran
PL	posterolaterální
PM	posteromediální
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
r.č.	rodné číslo
RHB	rehabilitace
ROM	rozsah pohybu
RZ	reflexní změny
QF	quadriceps femoris
s.	strana
SMODCH	směrodatná odchylka
ST-G	štěp z šlachy m.semitendinosus a m.gracilis
str.	stran
SSC	stretch- shortening cyklus
SUO	step up/over
SV	sway velocity
tj.	tj.
US	unilateral stance
WBS	weight bearing squat

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Zkřížené vazy v prostoru

Obrázek 2: Křížení vláken LCA během pohybu

Obrázek 3: Kombinace valivého a posuvného pohybu během flexe kolenního kloubu

Obrázek 4: Mechanismus poranění LCA

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Hodnoty LUI před a po terapii

Tabulka 2: LUI – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 3: Hodnoty II před a po terapii

Tabulka 4: II – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 5: Hodnoty FI před a po terapii

Tabulka 6: FI – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 7: Hodnoty RI před a po terapii

Tabulka 8: RI – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 9: Hodnoty LT při translaci dozadu před a po terapii

Tabulka 10: LT při translaci dozadu – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 11: Hodnoty LT při translaci dopředu před a po terapii

Tabulka 12: LT při translaci dopředu – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 13: Hodnoty SV před a po terapii

Tabulka 14: SV – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 15: Hodnoty WBS při vzpřímeném stoji před a po terapii

Tabulka 16: WBS při vzpřímeném stoji – popisné charakteristiky diferencí

Tabulka 17: Hodnoty WBS při 90° flexi v koleních kloubech před a po terapii

Tabulka 18: WBS při 90° flexi v koleních kloubech – popisné charakteristiky diferencí

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Grafické znázornění hodnot LUI před a po terapii

Graf 2: LUI – Efekt terapie

Graf 3: Grafické znázornění hodnot II před a po terapii

Graf 4: II – Efekt terapie

Graf 5: Grafické znázornění hodnot FI před a po terapii

Graf 6: FI – Efekt terapie

Graf 7: Grafické znázornění hodnot RI před a po terapii

Graf 8: RI – Efekt terapie

Graf 9: Grafické znázornění hodnot LT při translaci dozadu před a po terapii

Graf 10: LT při translaci dozadu – Efekt terapie

Graf 11: Grafické znázornění hodnot LT při translaci dopředu před a po terapii

Graf 12: LT při translaci dopředu – Efekt terapie

Graf 13: Grafické znázornění hodnot SV před a po terapii

Graf 14: SV – Efekt terapie

Graf 15: Grafické znázornění hodnot WBS při vzpřímeném stoji před a po terapii

Graf 16: WBS při vzpřímeném stoji – Efekt terapie

Graf 17: Grafické znázornění hodnot WBS při 90° flexi v koleních kloubech před
a po terapii

Graf 18: WBS při 90° flexi v koleních kloubech – Efekt terapie

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Prvky plyometrického cvičení

Příloha 2: Informovaný souhlas probanda

Příloha 3: Rehabilitační program po plastice LCA

Příloha 4: Vstupní vyšetření probanda po plastice LCA

Příloha 5: Přehled odborné literatury

PŘÍLOHY

Příloha 1: Prvky plyometrického cvičení

Plyometrické cvičení jsme začali jedním základním cvikem prováděným ve čtyřech různých variantách, ke kterému jsme postupně přidávali další, náročnější cviky.

Cvik 1: Výskoky na bednu (prováděné v 10. pooperačním týdnu)

a)

Výchozí postavení: stojíme vzpřímeně, nohy na šířku ramen, bednu máme před sebou.

Provedení: snožmo vyskakujeme na bednu a ihned se vracíme zpět do výchozí polohy.



b)

Výchozí postavení: jedna DK je položena na bedně, bednu máme před sebou

Provedení: vyskakujeme na bednu se současným střídáním DKK – jedna DK je vždy v kontaktu s bednou, druhá DK je v kontaktu s podložkou.



c)

Výchozí postavení: DKK jsou rozkročené a v lehké flexi v kyčelních i kolenních kloubech, bednu máme mezi nimi.

Provedení: oběma DKK současně vyskakujeme na bednu a okamžitě se vracíme zpět.



d)

Výchozí postavení: stojíme bokem k bedně, jedna DK je položena na bedně

Provedení: skáče oběma DKK současně na jednu stranu a poté se vracíme zpět. Během cvičení neměníme vzdálenost mezi končetinami. V momentě dopadu je vždy jedna DK v kontaktu s bedýnkou a druhá DK v kontaktu s podložkou.



Opakování: 10. týden = 1x 10 sekund každý cvik

11. týden = 2x 10 sekund

12-15. týden = 3x 10 sekund

Cvik 2: Poskoky na trampolíně (11. pooperační týden)

Výchozí postavení: vzpřímený stoj na trampolíně, nohy na šířku ramen

a) poskoky na místě s neměnným postavením DKK



b) s každou DK poskočíme do strany do rozkročení a vracíme se zpět

c) jedna DK jde směrem dopředu, druhá DK směrem dozadu a vracíme se zpět. Totéž provedeme s výměnou obou DKK.



Opakování: 11. týden = 1x 15 sekund každý cvik

12. týden = 2x 15 sekund každý cvik

13-15. týden = 3x 15 sekund každý cvik

Cvik 3: Dřepy s výskokem (12. pooperační týden)

Výchozí postavení: ve vzpřímeném stoji s chodidly na šířku ramen a s rukama za hlavou

Provedení cviku: z výchozí polohy jdeme do dřepu do co nejnižší polohy a explozivním pohybem se poté okamžitě odrazíme a vyskočíme vzhůru. Dopadneme opět do podřepu. Snažíme se o co nejšetrnější dopad na podložku. Po dopadu okamžitě následuje další výskok.



Opakování: 12. týden = 1x 10 cviků

13. týden = 2x 10 cviků

14-15. týden = 3x 10 cviků

Cvik 4: Skoky stranou (12. pooperační týden)

Výchozí postavení: stojíme s chodidly u sebe a s koleny mírně pokrčenými

Provedení cviku: odskočíme na P stranu – natažením P nohy a tlakem L nohy a dopadneme na P nohu. Totéž opakujeme na L nohu a obě DK dopadají do výchozí pozice.

Opakování: 12. týden = 1x 10 cviků (na každou nohu 10x)

13. týden = 2x 10 cviků

14-15. týden = 3x 10 cviků



Cvik 5: Boční vykročení (13. pooperační týden)

Výchozí postavení: stojíme po straně bedny, chodidlo jedné DK položíme na horní stranu bedny, druhá DK je natažená vedle bedny.

Provedení cviku: využijeme nohy stojící na bedně ke zvednutí těla, až do polohy, kdy bude noha napnutá, poté klesneme zpátky do výchozí polohy (Neodrážíme se z nohy stojící na zemi, použijeme pokrčenou nohu k vykonání celého pohybu). Cvičíme na obě strany.

Opakování: 13. týden = 1x 10 cviků

14. týden = 2x 10 cviků

15. týden = 3x 10 cviků



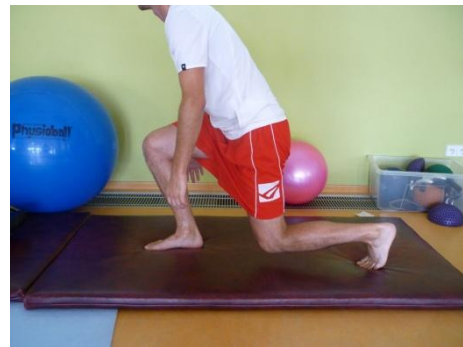
Cvik 6: Výpad vpřed (14. pooperační týden)

Výchozí postavení: první DK je ve výpadu (přibližně 90° flexe v kyčelním a kolenním kloubu), druhá DK co nejdále od končetiny první s kolenem téměř na podložce.

Provedení cviku: z výchozí polohy vyskočíme a vyměníme pozici obou DKK, po dopadu znovu vyskočíme a změnit polohu DKK do výchozí pozice.

Opakování: 14. týden = 1x 10 cviků (každá DK je 10x výpadovou DK)

15. týden = 2x 10 cviků



Cvik 7: Skok z trampolíny (14. pooperační týden)

Výchozí postavení: vzpřímený stoj na trampolíně s nataženými DKK

Provedení cviku: začneme třemi normálními skoky na trampolíně s nataženýma DKK, při čtvrtém skoku se odrazíme výše a seskočíme z trampolíny na podložku. Snažíme se co nejrychleji vstřebat dopad a chvíli zůstaneme nehybně v okamžiku kontaktu nohou s podložkou.

Opakování: 14. týden = 1x 10 cviků

15. týden = 2x 10 cviků



Cvik 8: Skoky na trampolíně na jedné DK

Výchozí postavení: stoj na trampolíně na jedné DK

a)

Stojíme na LDK, provedeme 4 skoky do strany (P-L-P-L) a na straně stojné DK co nejlépe utlumíme dopad posledního skoku a chvíli v této pozici vydržíme, vyměníme nohy

b)

Stojíme na LDK, provedeme 4 skoky (dozadu-dopředu-dozadu-dopředu) a poslední dopad dopředu co nejlépe utlumíme a v pozici vydržíme, vyměníme nohy

Opakování: 15. týden = 1x 10 cviků pro každou DK

a)



b)



Příloha 2: Informovaný souhlas probanda

Fakultní nemocnice Olomouc

Rehabilitační oddělení

I.P.Pavlova 6

Olomouc 779 00

Proband souhlasí s provedením diagnostického vyšetření pomocí posturografického testování v Kineziologické laboratoři FN Olomouc. Dále souhlasí se vstupním vyšetřením pro diplomovou práci, PROGRAM OPTIMÁLNÍ FYZIOTERAPIE PO PLASTICE LCA – POSTUROGRAFICKÁ ARGUMENTACE, zpracovávanou Bc. Romanem Hányšem.

Byl/a jsem srozumitelně a podrobně seznámen/a s průběhem a podmínkami vyšetření. Souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotní dokumentace a zařazením do studie pro tuto diplomovou práci a s anonymním využitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne

Podpis

Příloha 3: Rehabilitační program po plastice LCA

V této kapitole se pokusíme v bodech přiblížit program rehabilitace pacientů po plastice LCA na pracovišti, kde byl výzkum prováděn.

Časná pooperační fáze (1-2. pooperační týden)

Probandi začali s rehabilitací již během 3. pooperačního týdne. Časná pooperační fáze tedy na našem pracovišti neproběhla.

Pooperační fáze (3-6. pooperační týden)

V této fázi jsme se zaměřovali na níže uvedené cíle:

- Redukce bolesti a otoku – kryoterapie, diadynamické proudy, elevace DK
- Elektrogymnastika m.vastus medialis
- Měkké techniky – mobilizace pately, hlavičky fibuly a ostatních kloubů na DK
- Péče o jizvu
- Dosažení plné extenze v kloubu
- Získání 90° flexe v kloubu, na konci fáze získání min.110° flexe v kloubu
- Izometrické posilování m.QF a hamstringů v CKC v začátcích této fáze
- Obnova koaktivace extenzorů a flexorů kolenního kloubu. Využíváme prvky PNF – rytmické stabilizace, stabilizační zvratu, přidáváme techniky dynamického zvratu nebo kombinaci izotonických kontrakcí
- Správný stereotyp chůze – o berlích nebo francouzských holích, později kontrola chůze s plnou zátěží + korekce přenášení váhy přes operovanou DK v různých fázích krokového cyklu
- Po povolení plné zátěže jízda na rotopedu
- Po povolení plné zátěže cvičení v OKC
- od 4. týdne = Proprioceptivní trénink – s formováním malé nohy, nášlapy, výpady, stoj na labilních plošinách

Všem probandům byla bez ohledu na typ použitého štěpu povolena operatěrem plná zátěž operované končetiny na konci 4. týdne po plastice vazů.

Pozdní pooperační fáze (7-16. pooperační týden)

- Pokračování aktivit z předešlého období
- Získání plného rozsahu pohybu
- Posilování stehenního svalstva do podřepu, výpadů, kladky s minimální zátěží
- Proprioceptivní trénink v různých fázích krokového cyklu – čička, bosu (otevřené x zavřené oči)
Později kombinace více senzomotorických pomůcek
- Stepper
- Plavání – zakázán styl prsa
- *10. týden = prvky plyometrického cvičení (pouze u plyometrické skupiny probandů)*
- 7. týden = chůze na pásu
- 12. týden = chůze na pásu do kopce
- 16. týden = plyometrické cvičení
- 16. týden = povolen běh na pásu

Aktivní rehabilitace se spoluprací fyzioterapeuta byla ukončena 3 měsíce po první návštěvě (tj. 16. pooperační týden). Poté byli probandi instruováni k vlastnímu cvičení.

Příloha 4: Vstupní vyšetření probanda po plastice LCA

PŘÍJMENÍ:	JMÉNO:
R.č.:	Zaměstnání:
Datum operace:	Datum zahájení RHB:

Popis nynějšího poranění:

Mechanismus poranění:

Typ použitého štěpu:

Bolest: při chůzi / při chůzi po schodech / po námaze / v klidu

Lokalizace bolesti:

Otok: žádný / mírný / po celý den / po námaze

Teplota: norma / zvýšená / snižená

Jizva: volná / adhezivní / klidná / aktivní

Patella: volná / omezení medio-laterálně / omezení disto-proximálně

Svalová síla:

Zkouška 2 vah: / kg

Stabilita – stoj na 1DK:

Postavení kolenních kloubů: valgozita / varozita / rekurvace / semiflexe

Hypertonus:

Hypotonus:

Přítomnost RZ:

Obvody:	LDK	PDK
15cm		
10cm		
Patela		
Lýtko		
Kotník		

ROM:	LDK	PDK
FLX		
EXT		

Dřívější úrazy nebo operace DKK:

Kdy:

Mechanismus úrazu:

Způsob léčby:

Následky úrazu:

Sport: závodně / rekreačně / nesportuji

Druh sportu:

Intenzita: 1x týdně / 2x týdně / vícekrát týdně

Ostatní aktivity:

POZNÁMKY:

Příloha 5: Přehled odborné literatury

Zdroje	Články		Knížky
	Cizojazyčné	A 52	N 1
České	3		14
<i>Celkem</i>	56		26
	PH	AB	
	54	2	

Legenda k tabulce

A = anglický jazyk;

N = německý jazyk;

PH = plnohodnotná verze;

AB = abstrakt

Celkem bylo čerpáno z 56 odborných článků, z nichž 54 bylo dostupných v plnohodnotných verzích, u 2 článků jsme použili pouze abstraktu. Bylo využito 26 knížek, z nichž 12 bylo cizojazyčných a 14 českých.