

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLOVÝCHOVY A SPORTU

Katedra fyzioterapie

**Vliv kinesiotapingu na posturální stabilizaci u pacientů po
plastice LCA kolenního kloubu**

The Effect of Kinesiotaping on Postural Stabilization in Patients after ACL
Reconstruction

Diplomová práce

Autor práce: Bc. Daniel Berger

Vedoucí práce: MUDr. Eugen Rašev, Ph.D.

Odborný konzultant: Ing. František Lopot Ph.D.

Praha, listopad 2014

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně, a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce, ani její podstatná část, nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne.....

Podpis:.....

Bc. Daniel Berger

Souhlasím se zapůjčením této diplomové práce ke studijním účelům. Žádám o přesnou evidenci vypůjčovatelů, kteří budou pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení

Datum

Podpis

Rád bych zde poděkoval MUDr. Eugenu Raševovi Ph.D. za příkladné vedení, poskytnutí nezbytných odborných připomínek a technického vybavení, Ing. Františku Lopotovi Ph.D. a Mgr. Čestmíru Novákovi za pomoc při interpretaci dat. Dále zaměstnancům CLPA s.r.o. za poskytnutí zázemí při realizaci projektu. Dík patří rodinným příslušníkům za trpělivost a morální podporu.

ABSTRAKT

Název: Vliv kinesiologie na posturální stabilizaci u pacientů po plastice LCA kolenního kloubu

Cíl práce:

Hlavním cílem práce bylo posoudit, zda selepší nebo zhorší posturální stabilizace pacientů po plastice LCA při aplikaci kinesiologie na kolenní kloub. Dále byl zkoumán rozdíl posturální stabilizace operované a neoperované dolní končetiny.

Metodika práce:

Studie se zúčastnilo celkem 10 probandů, z nichž každý byl 4-6 týdnů po plastice LCA řešením metodou BTB štěpu. Všichni z probandů docházeli na skupinové cvičení pro pokročilé v CLPA s.r.o. Každý se účastnil pěti měření posturální somatooscilografií, před cvičením bez tapu a s tapem, po cvičební jednotce absolvované s tapem a následně po pěti dnech před a po cvičební jednotce absolvované bez tapu. Hodnoty byly uchovány v programu Microswing 6.0 a analyzovány programem Posturomed Commander. Data byla vyhodnocena v programu Microsoft Office Excel a statistické procedury provedeny v programu XLSTAT.

Výsledky práce:

Měření potvrdilo vliv kinesiologie na zlepšení posturální stabilizace, kdy okamžitě po aplikaci tapu došlo ke statisticky významnému zlepšení v pěti ze sedmi parametrů. Absolvování cvičební jednotky ukázalo trend zlepšení posturální stabilizace oproti výsledkům před cvičení. Zde měla ale výrazný vliv přítomnost kinesiologie během cvičení. Po cvičení s aplikovaným kinesiologem byl statisticky významný rozdíl v 6 ze 7 parametrů. Oproti tomu v případě cvičební jednotky absolvované bez užití kinesiologie byl statisticky významný rozdíl pouze ve dvou parametrech. Mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

Klíčová slova: kinesiologie, posturální stabilizace, Posturomed, plastika LCA

ABSTRACT

Title: The Effect of Kinesiotaping on Postural Stabilization in Patients after ACL Reconstruction

Aim: The main aim of the thesis was to evaluate, whether postural stabilization of patients after ACL reconstruction followed by kinesiotaping of the knee joint will be improved or decreased. Also the difference in postural stability of operated and un-operated lower extremity was evaluated.

Methods:

The thesis included 10 subjects. Each of them was from 4 to 6 weeks after ACL reconstruction, BTB technique. All subjects regularly attended group exercise in CLPA s.r.o. Every subject completed five measurements of postural somatooscilography, before exercise with kinesiotape and without, after exercise completed with kinesiotape, and after five days before and after exercise without kinesiotape. The values were saved by Microswing 6.0 and analyzed by Posturomed Commander. Then the values were evaluated by Microsoft Office Excel and statistic procedures were done by XLSTAT.

Results:

The measurement confirmed an effect of kinesiotaping on improvement of postural stabilization. Immediately after the application of the tape five out of seven parameters were improved. Participating in the exercise unit revealed an improving trend of postural stabilization, in comparison with the results before exercise. There was significant influence of the tape during exercise. After the exercise unit with the applied tape, there was a statistically significant difference found in six out of seven parameters. In contrast with the exercise unit without application of the tape, there was a statistically significant difference found in two parameters. There was not a statistically significant difference found in the measurements between operated and un-operated lower extremity.

Key words: kinesiotaping, postural stabilization, Posturomed, ACL reconstruction

Obsah

1 Úvod	10
2 Teoretická část	11
2.1 Kolenní kloub	11
2.1.1 Kineziologie kolenního kloubu	11
2.1.2 Biomechanika kolenního kloubu	17
2.2 Traumatologie vazivového aparátu kolenního kloubu	19
2.2.1 Typy poranění vazy	19
2.2.2 Ruptura LCA	20
2.2.3 Plastika LCA	25
2.3 Posturální stabilizace	29
2.3.1 Řízení posturální stabilizace	31
2.3.2 Vyšetření posturální stabilizace	31
2.3.3 Posturální somatooscilografie	33
2.3.4 Posturální stabilizace při dysfunkci LCA	33
2.4 Kinesiotaping	35
2.4.1 Historie kinesiotapingu	35
2.4.2 Fyziologie účinku kinesiotapu	35
2.4.3 Aplikace kinesiotapu	37
2.4.4 Základní techniky kinesiotapingu	37
2.4.5 Efekt kinesiotapingu	38
3 Cíle práce, vědecké otázky a hypotézy	40
3.1 Cíl práce	40
3.2 Úkoly práce	40
3.3 Hypotézy a vědecké otázky	41
4 Metodika	42

4.1 Výzkumný soubor	42
4.2 Technické vybavení	44
4.3 Provedení testování	45
4.4 Analýza a zpracování dat.....	48
4.4.1 Posturomed Commander	48
5 Výsledky.....	52
5.1 Zobrazení výsledků.....	52
5.2 Hodnocení dle jednotlivých parametrů.....	57
5.2.1 Parametr 1: Koeficient útlumu kmitů	57
5.2.2 Parametr 2: Koeficient utlumené energie Q	60
5.2.3 Parametr 3: Průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou	63
5.2.4 Parametr 4: Souhrnný parametr krátkodobé stabilizace	66
5.2.5 Parametr 5: Počet ustálení pod hranicí 10 %.....	69
5.2.6 Parametr 6: Počet ustálení nad hranicí 15 %	72
5.2.7 Parametr 7: Průměrná diference vůči ideální obálce	75
5.3 Shrnutí výsledků.....	79
6 Diskuze	81
7 Závěr.....	85
8 Použitá literatura.....	86

Seznam použitých zkratek

2D - dvourozměrný

ATP - adenosintrifosfát

BT - bez tapu

BTB - „bone-to-bone“ (štěp z ligamentum patellae)

CLPA - Centrum léčby pohybového aparátu

CNS - centrální nervová soustava

CT - computer tomography

DK - dolní končetina

DKK - dolní končetiny

EMG - elektromyografie

K⁺ - draselný ion

KT - kinesiotape

LCA - ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz)

LCP - ligamentum cruciatum posterius (zadní zkřížený vaz)

LDK - levá dolní končetina

lig. - ligamentum (vaz)

m. - musculus (sval)

PDK - pravá dolní končetina

pSOG - posturální somatooscilografie

Q - koeficient utlumené energie

RTG - rentgenové záření

ST - s tapem

ST-G - semitendinosus - gracilis (štěp s hamstringů)

1 ÚVOD

Poranění předního zkříženého vazů se v dnešní době řadí mezi jeden z nejčastějších sportovních úrazů. V posledních letech je možné pozorovat zvýšený výskyt rizikových faktorů ruptury předního zkříženého vazů, kdy hlavním rizikem je neustále se zvyšující úroveň sportovní aktivity. Pro přesné provedení rekonstrukce vazů je kromě dokonalých znalostí anatomie, fyziologie či biomechaniky též nutnost znalosti klinického vyšetření stabilizační spolupráce svalů kolene, jejichž postižení je potřeba vždy také diagnostikovat a ošetřit.

Změna stabilizační spolupráce svalů překračující kolenní kloub je klinickým problémem, při kterém přetrvává porucha stabilizace a svalová dysbalance často se zřetelnou inhibicí m. vastus medialis a funkčním zkrácením m. rectus femoris. Svaly odpovídající za stabilizaci kolenního kloubu, zejména m. vastus medialis, se složitě vracejí do své funkce. To ovlivňuje nejen stabilizační nastavování stupňů volnosti v kolenním segmentu, ale udržování postury jako takové.

Kinesiotaping je jedna z nových metod nejčastěji používaná ve sportovním lékařství, avšak patří mezi tzv. funkční techniky prevence, případně léčby pohybového aparátu. Tato technika se nejčastěji využívá k ovlivnění bolesti ve svalech i kloubech, zlepšuje funkci svalů, šlach i kloubů, podporuje krevní a mízní oběh a také může ovlivněním svalového tonu pomoci stabilizovat klouby. V literatuře jsou poukazovány bohaté zkušenosti i výsledky kinesiotapingu při léčbě pohybového aparátu, není však klinickými studii podložen její účinek.

Proto jsem se rozhodl věnovat svoji práci zkoumání účinku kinesiotapingu na ovlivnění stabilizačních svalových aktivací u pacientů se sníženou posturální stabilizací a porovnáním měřených výsledků objektivně ohodnotit jeho přínos pro léčebnou rehabilitaci a usnadnění návratu do běžného života. Vzhledem k osobním zkušenostem s následnou rehabilitací po plastice LCA jsem si vybral právě tuto cílovou skupinu jako výzkumný soubor. K testování posturální stabilizace jsem zvolil provokační test „3 kroky na místě – poté stoj na jedné noze“ (step/stand) hodnocený metodou Posturální somatooscilografie. Základním vybavením je standardně instabilní plošina Posturomed, na které je vyšetřování prováděno. Postup je vhodný k posouzení stavu pohybového aparátu opakovaně reagovat na náhlou destabilizaci vzniklou přenášením těžiště třemi kroky na místě při zastavení na jedné dolní končetině. Poloha těla při stožení na jedné DK i technika provedení 3 stejných kroků na plošině Posturomed jsou standardizovány.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Kolenní kloub

Kolenní kloub je kvůli své komplikované stavbě a složité funkci zřejmě nejsložitější kloub lidského těla vůbec. Stabilita kolene je často narušována přítomností patologických řetězců v dolních končetinách. Je také často zraňován při nejrůznějších sportovních aktivitách. Ruptura předního zkříženého vazů kolene je jedním z nejčastějších úrazů vůbec (Tichý, 2008).

2.1.1 Kineziologie kolenního kloubu

Kolenní kloub nám umožňuje přizpůsobovat délku dolní končetiny potřebám lokomoce, měnit vzdálenost trupu od terénu, po kterém se pohybujeme. Funkce svalů a jejich uspořádání kolem kolene je výrazně jednodušší než u kyčelního kloubu, přestože funkčně je kolenní kloub složitější, než kyčelní kloub, jelikož zahrnuje i kloubní spojení mezi femurem, tibií a fibulou. Pohyb v kolenním kloubu zajišťují flexorové a extenzorové skupiny společně s m. popliteus. Na pohyb v kolenním kloubu mají vliv i dlouhé svalové řetězce, jelikož pomocí iliotibiálního traktu zasahují až za kolenní kloub (Véle, 2006).

2.1.1.1 Kinetika kolenního kloubu

Pohyby kolenního kloubu můžeme rozdělit na:

- **flexe** v rozsahu 130 – 160 stupňů
- **extenze** (základní postavení kloubu)
- **vnitřní rotace** (5 – 7 stupňů) a **zevní rotace** (21 stupňů) (Dylevský, 2009)

Rozsah rotací lze mírně zvýšit s rostoucí flexí. Největších rotačních hodnot lze naměřit při flexích mezi 45 a 90 stupni. Velký vliv na rotace má také zatížení kloubů, tlak může rotace výrazně omezit.

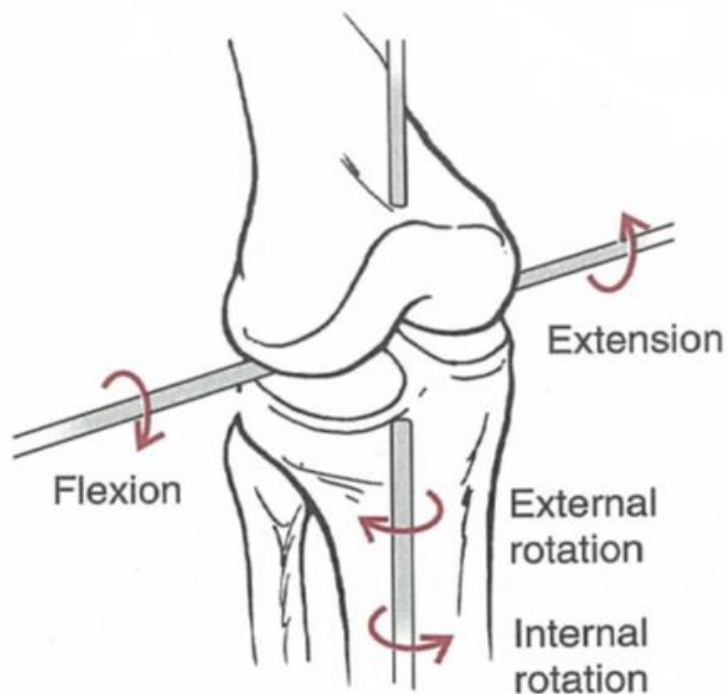
Odemknutí kolena je vyvoláno malou rotací, při které se uvolňují postranní vazy a lig. cruciatum anterius. Odemknutí kolena je podmínkou flexe kol. kloubu.

Vzhledem ke geometrickému uspořádání kloubních ploch, tvaru menisků a úpravě vazů se ke dvěma základním pohybům (flexe, extenze) přidávají další – rotační.

Kolenní kloub nemá stálou osu ohybu, ta se mění podle stupně flexe. Rotaci je možné provádět pouze při současné flexi, proto se někdy také mluví o inkonstantním rotačním centru.

Flexe kolenního kloubu má několik fází. Začínající flexe (prvních 5 stupňů) je provázena tzv. počáteční rotací. Zevní epikondyl se skutečně otáčí, vnitřní se posouvá. V této fázi se kolenní kloub tzv. odemkne. Následuje valivý pohyb - femur se valí po tibiai a obou meniscích. V závěru pohybu se stále zmenšuje kontakt femuru a tibie a menisky se posunují po tibiai dozadu – toto je tzv. klouzavý pohyb. Flexe kolenního kloubu se tedy dokončuje v meniskotibiálním spojení, přičemž posun zevního menisku je mnohem větší (asi 12 mm) oproti vnitřnímu menisku (asi 6 mm). Flexi kolenního kloubu jistí zkřížené vazy, které brání většímu posunu kostí. Patela klouže při flexi distálně, při extenzi proximálně, rozsah pohybu je 5-7 cm.

Při extenzi probíhá celý proces obráceně až k závěrečné rotaci opačného směru, která extendovaný kloub opět uzamkne. Jsou napnuté postranní vazy a všechny vazy na zadní straně kloubního pouzdra a femur naléhá na tibiai – koleno je uzamčeno, je ve stabilní poloze (Véle, 1995).



Obr.1: Osy a pohyby kolenního kloubu (Hamill, 1995)

2.1.1.2 Kinematika kolenního kloubu

Flexi v kolenním kloubu zajišťují m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Pomocnými svaly jsou m. gracilis, m. sartorius, m. gastrocnemius a m. popliteus. Pohyb stabilizují m. iliopsoas, m. pectineus a m. rectus femoris. Neutralizačními svaly jsou m. biceps jedné strany a m. semitendinosus a m. semimembranosus druhé strany.

Extenzi kolenního kloubu provádí m. quadriceps femoris. Pomocné svaly jsou m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus. Pohyb (švihový, stojný) je stabilizován svaly břišními, m. erector trunci a m. quadratus lumborum. Neutralizační svaly jsou m. gluteus maximus, m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus a m. semimembranosus. M. quadriceps femoris je nejen hlavním extenzorem kolene, ale vzhledem ke komplikovanému úponu terminální šlachy zastává i další funkce (stabilizační funkce apod). Úponem čtyřhlavého stehenního svalu je ligamentum patellae, připojující se na drsnatinu tibie. Vaz je dlouhý 4-7 cm a v maximální šíři dosahuje asi 3 cm. Je oválného průřezu a má tloušťku 5-8 mm. Většina vláken vazů začíná až od hrotu pately, a proto pouze povrchová část je skutečná úponová šlacha čtyřhlavého svalu.

Češka je vzhledem k úponům různě směřovaných částí m. quadriceps femoris poměrně komplikovaně stabilizována systémem různých vazivových poutek a vazů. Značný význam má i osové uspořádání tzv. extenčního aparátu kolenního kloubu. Extenční aparát kolenního kloubu = m. quadriceps femoris + lig. patellae + poutka. Osové uspořádání závisí na vzájemném vztahu jednotlivých složek extenčního aparátu. Osa tahu směřuje na bérci lehce mediálně. Osa lig. patellae je odkloněna mírně laterálně. Obě osy svírají poměrně ostrý úhel – tzv. Q-úhel (quadriceps angle). Q-úhel má rozsah 10-15 stupňů. Lze ho měřit pomocí tří hmatných bodů: spina iliaca anterior inferior, střed pately a tuberositas tibiae.

Patela má při kontrakci m. quadriceps femoris tendenci k laterálnímu posunu (tzv. efekt napjatého luku). Popsané struktury fixující patelu této lateralizaci zabraňují. Pokud je Q-úhel větší jak 20 stupňů (dysbalance m. quadriceps femoris při atrofii m. vastus medialis), je patela tažena silou překračující možnosti stabilizátoru česky a dochází k subluxaci ve femoropatelárním sklubení.

Vnitřní rotaci kolenního kloubu provádějí (zejména při flexi) m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Zevní rotaci kolenního kloubu zajišťují (opět pouze při flexi)

m. semitendinosus a m. semimembranosus. Pomocné svaly jsou m. sartorius, m. gracilis a m. popliteus (Dylevský, 2009).

2.1.1.3 Stereotyp chůze

Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenetickém vývoji na fylogeneticky fixovaných principech specifických pro každého jedince, spinální lokomoční generátor je uložený v lumbální intumescenci míchy. Jde o komplexní pohybovou funkci, při které se mohou projevit různé poruchy pohybového aparátu nebo nervového systému. Například při bolestech kolenního, kyčelního kloubu nebo při lumboischialgickém syndromu se může jednat o antalgickou (protibolestivou) chůzi, která vypovídá o příčinách obtíží (Kolář, 2009).

Typy chůze podle V. Jandy:

- **Proximální** (kyčelní) – hlavní pohyb dolních končetin vykonávají kyčelní klouby, přičemž dochází k malému odvíjení chodidel, dominantní svaly jsou flexory kyčelního kloubu, které bývají přetížené až zkrácené
- **Akrální** – u tohoto typu chůze můžeme pozorovat zvětšené odvíjení chodidla a výraznou plantární flexi nohy během konečné stojné fáze kroku, plantární flexory jsou dominantní svalovou skupinou. Pohyb v kyčelních kloubech bývá minimální, nápadný je posun těžiště těla vertikálním směrem. Při tomto typu chůze jde o vykopnutí nohy dopředu a přenesení těla na hyperextendované koleno bez svalového zajištění.
- **Peroneální** – tento typ chůze je charakteristický výraznou flexí v kolenních kloubech, vnitřní rotací v kyčelních kloubech a everzí nohy (Janda, 1984)

Vzhledem k výrazné variabilitě anatomicko-morfologických struktur každého jedince a individualitě v ontogenetickém vývoji jsou tyto typy chůze pouze orientační. V klinické praxi se setkáváme s mnohem pestřejší paletou různých kvalit a stereotypů chůze (Kolář, 2009).

Chůze by se dala rozfázovat na několik fází, které by se lišily dle jednotlivých autorů. Dá se ale rozdělit také na dvě základní fáze: švihová fáze a fáze dvojí opory (oporná).

Chování kolene při jednotlivých fázích chůze:

Při **švihové** fázi dochází v kolenu v první polovině k flexi a ve druhé k extenzi. Svalová aktivita flexorů kolena je při pomalé chůzi relativně nízká. Při extenzi se aktivuje m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediální část flexorů kolene. Velikost aktivity stoupá s rychlostí chůze.

V **oporné** fázi v kolenně dochází k mírné flexi od dotyku paty po dotyk celé planty a poté k extenzi až do zvedání paty, kdy začíná znovu mírná flexe. Touto flexí se oplošťuje zdvih těžiště a chůze se tak stává ekonomičtější. M. quadriceps femoris je aktivní na začátku a poté postupně relaxuje a přispívá tak k udržení lehké flexe v okamžiku, kdy se pata dotýká země. V první polovině je aktivní m. vastus intermedius. Když končetina dosáhne vertikální polohy, dojde k uzamknutí kolene a funkce extenzorů se stává zbytečná. Na konci se aktivují flexory kolene. Při rychlejší chůzi aktivita všech svalů kolene stoupá, převážně při druhé polovině pohybu a zdůrazní se tím udržení extenze kolene (Véle, 2006).

2.1.1.4 Stabilita kolenního kloubu

Stabilita kolene se v základu dělí na stabilitu strukturální a posturálně/dynamickou. Strukturální (statickou) stabilitu určuje tvar kloubních ploch, menisků a pevnost kloubního pouzdra společně s příslušnými ligamenty. Posturálně/dynamická stabilita je vymezena funkcí svalů. Nejvyšší strukturální stabilita je v extrémní extenzi, kdy je koleno „uzamčeno“. Se zvětšující se flexí se strukturální stabilita snižuje a více se uplatňuje stabilita posturálně/dynamická, která umožňuje větší celkovou reaktivitu (Véle, 1995).

Kloubní plochy kolenního kloubu jsou na rozdíl od kloubních ploch jiných velkých kloubů DK téměř inkongruentní. Tato inkongruence je částečně kompenzována funkcí obou menisků. Kloubní plochy jsou však schopné působením tlakových sil elastické deformace a tím i změny tvaru, proto je jejich inkongruence pouze zdánlivá. To znamená, že na stabilitě kolene dané kontaktem kloubních ploch se podílejí dva faktory: vlastní tvar nezatížených kloubních ploch včetně menisků a schopnost elastické deformace kloubních ploch působením tlakových sil. Na nezatíženém kloubu mají výrazný stabilizační vliv menisky. Po jejich odstranění vzrůstá laxita kloubu a tím i a tím i pasivně prováděných pohybů ve všech směrech. Rozdílná situace je u zatížených kloubních ploch, tedy při působení tlakových sil. Jejich vlivem dochází k elastické

deformaci kloubních ploch, tím ke změně jejich tvaru a k vzájemnému kontaktu kloubních ploch. Všechny tyto faktory vzájemně zvyšují stabilitu kloubu (Čech, 1986).

Z vazivového aparátu lze vyzdvihnout vaz LCA, který odpovídá přibližně za 85% stability kloubu plně zatíženého při 30° flexi. Toto procento se mírně zvětšuje s rostoucí flexí. LCA spolu s PCL ovlivňuje zásadně biomechaniku kolena. V poslední době se stále více klade důraz na význam LCA pro stabilitu kloubu v rotacích a ventrálním posunu tibie. Po přerušení LCA dochází k výraznému zvýšení rozsahů kolenního kloubu v rotačních pohybech při 10-30° flexe. V úvahu však musíme brát fakt, že LCA funguje v celé soustavě struktur, z nichž neméně důležité jsou menisky, kloubní plochy, ostatní vazy, kloubní pouzdro a svaly v okolí kloubů. Při absenci LCA se zdvojnásobuje zatížení mediálního menisku a recipročně se zvyšují síly na LCA o třetinu až polovinu při menisectomii. Primární stabilizační účinek pro dorzální posun tibie má zadní zkřížený vaz (LCP), vnitřní postranní vaz zajišťuje primárně stabilizaci kolene do abdukce bérce, addukční pohyb bérce primárně stabilizuje zevní postranní vaz (Hart, 2010).

Stejně důležitá je i aktivní neboli dynamická stabilizace, bez jejíž ochrany dochází snadno k přetržení statických stabilizátorů a poškození kloubu. K nejdůležitějším dynamickým stabilizátorům kolenního kloubu patří m. quadriceps femoris, zejména jeho části m. vastus medialis et lateralis, které mají kromě extenční funkce i funkci stabilizační. M. rectus femoris a m. vastus medialis plní pouze funkci extenční. K mediálním stabilizátorům kolene patří kromě m. vastus medialis také m. sartorius, jež plní funkci laterolaterální stabilizaci kolene, dále napomáhá flexi a vnitřní rotaci. Pomocnými mediálními stabilizátory jsou m. gracilis, m. semitendinosus a caput mediale m. gastrocnemii. Laterální stabilizaci kolene zajišťuje vedle m. vastus lateralis také m. biceps femoris a caput laterale m. gastrocnemii. Do laterální stabilizace se zapojuje také iliotibiální trakt a m. popliteus. Dynamické stabilizátory a jejich funkce jsou především závislé na stavu svalového tonu. Zatímco při pohybu dochází k izotonické kontrakci, izometrickou kontrakcí je kloub stabilizován v určitém postavení. Při obou druzích svalové kontrakce dochází ke zvýšení tlakových sil působících na kloubní plochy, a to v klidu i při pohybu (Scott, 1994).

2.1.2 Biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub je největší a nejsložitější kloub lidského těla. Kvůli své složité stabilizaci vazivovým aparátem je také jedním z nejčastěji zraňovaných. Poranění ligament kolene, jako např. LCA, distancuje pacienta z každodenních aktivit z důvodu porušené kinematiky kloubu a tedy i lokomoce. Znalost biomechaniky kolene poskytuje základní rámec pro porozumění následků jeho poranění a kloubních poruch pro správné naplánování operačních výkonů a následné rehabilitace.

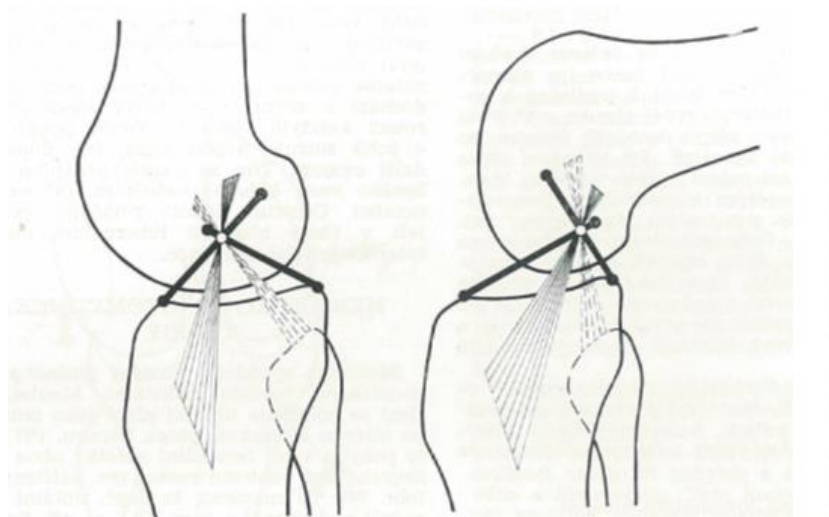
Pohybová charakteristika kolene je poměrně složitá se šesti stupni volnosti (tři translace a tři rotace). Probíhají zde jak pohyby jednoduché, tak pohyby složené. Příkladem sdruženého pohybu je např. přechod z extenze do flexe za současné rotace, během které dochází současně k posunu kloubního povrchu tibie v sagitální rovině směrem dorzálním a vnitřní rotaci tibie vzhledem k femuru v transverzální rovině. Kinematika flexe a extenze je tak mnohem složitější a obvykle je zobrazována na dvourozměrném modelu v sagitální rovině, který je v anglosaské literatuře označován jako „4-bar cruciate-linkage system“. Model se skládá z dvou křížících se tyčí („bars“), které představují centrální vlákna zkřížených vazů, která jsou napnuta mezi femurem a tibií, a dalších dvou tyčí, které spojují na úpony obou zkřížených vazů na femuru a tibií. Negativem zmíněného modelu zůstává, že nepočítá s prodloužením zkřížených vazů, ke kterému během pohybu kolene dochází. Podle tohoto modelu zkřížené vazy spolu s geometrií kloubních ploch způsobují jejich odvíjení („rolling“) a klouzání („gliding“) během normálního pohybu kolene (Hamill, 1995).

2.1.2.1 Biomechanika LCA

LCA je primárním stabilizátorem tibie proti přední translaci a sekundárním stabilizátorem proti rotaci tibie, hyperextenzi kolene a proti valgóznímu a varóznímu násilí. LCA poskytuje kolenu ve 30° flexe průměrně 87,2% odolnosti proti silám vantralizujícím tibií, při 90° flexe je tato hodnota jen o něco menší (85,1%). Největšímu zatížení je LCA vystaven, je-li síla působící na tibií ventrálně kombinována s vnitřně rotační silou, při koleně v téměř plné extenzi. Zatížení LCA tak výrazně narůstá, pokud se silou ventralizující tibií dochází k valgizaci kolene (Hamill, 1995).

Průměrná plocha průřezu LCA je 44 mm². Maximální tahové zatížení se udává do hodnoty 2160 N při pevnosti 242N/mm. LCA má toleranci 20% distenze před rupturou. Pro pevnost je významným ukazatelem stáří, starší ligamenta prasknou pod

menší silou než ligamenta u mladších jedinců. Síly, které působí na intaktní LCA, se pohybují podle typu zatížení od 100 N při pasivní extenzi kolene přes 400 N při chůzi až po 1700 N při akceleračně deceleračních aktivitách. Z toho vyplývá, že k překonání tolerovaného zatížení LCA dochází při abnormální kombinaci různých typů zatížení. Nejpodstatnější faktor ovlivňující pevnost LCA je poloha kolene a dynamická interakce se svalovou aktivitou. Činnosti, jejichž výsledkem je izolovaná extenze m. quadriceps femoris, vedou k největšímu napětí LCA, zatímco izolovaná aktivace hamstringů vede k jeho nejmenšímu napětí (Valenta, 1993).



Obr. 2: Průběh osy flexe – extenze vzhledem ke zkříženým a postranním vazům (Čech, 1986)

2.1.2.2 Biomechanika m. vastus medialis

M. vastus medialis má mezi porcemi čtyřhlavého stehenního svalu výjimečné postavení. Jeho kraniální vlákna vedou téměř vertikálně, distální naopak vzhledem k dlouhé ose stehenní kosti v úhlu 50 až 70° a bývají označovány jako m. vastus medialis obliquus. Vlákna svalu na rozdíl od ostatních porcí m. quadriceps femoris dosahují až těsně k patele, kde vytvářejí krátkou silnou šlachu upínající se kromě baze pately i na proximální třetinu až polovinu jejího mediálního okraje. Část šlachu dále pokračuje do mediálního longituduálního retinakula pately. Jednou z hlavní částí m.

vastus medialis, zejména jeho distální části (m. vastus med. obliquus), je dynamická stabilizace pately, kdy sval zabraňuje její laterální dislokaci (Nisell, 1985).

Síla m. quadriceps femoris klesá u lézí LCA a po jeho rekonstrukci se opět zvyšuje. Přesto ještě jeden rok po výkonu přetrvává průměrně 20% silový deficit svalu, větší pokles síly bývá po odběru štěpu z ligamentum patellae než z hamstringů. M. vastus medialis při disfunkcích kolene, zejména zaviněných úrazy, nejvíce podléhá hypotrofii až atrofii (Scott, 1994).

2.2 Traumatologie vazivového aparátu kolenního kloubu

Podle dosavadních zkušeností i experimentálních prací může být kloubní vaz natažen o 5% své délky, aniž by došlo k jeho poškození, přičemž tato elasticita je o něco větší u mladých jedinců, než u starších. Po překročení této hranice dochází ke škodám na vazy a rozsah poškození závisí na třech faktorech: délce prodloužení vlivem násilí, rychlosti působení tohoto násilí a poloze kloubu při poranění. Z klinického a především terapeutického hlediska můžeme rozdělit poranění vazů do tří skupin (Čech, 1986).

2.2.1 Typy poranění vazy

Přetažení (distenze) vazy – při přetažení vazy dochází k překročení hranice elasticity. Dochází k mikroskopickému poškození vazy, k přetažení kolagenních vláken (mají vlnitý průběh), mohou se objevit i drobné hematomy. Makroskopicky nejsou na vazy podstatné změny, může být volnější. Z terapeutického hlediska je plný předpoklad pro navrácení do původního stavu i bez potřeby imobilizace. K odeznění bolesti lze použít obstrík prokainem či aplikace chladu, s funkčním léčením se začíná již velmi brzy. Při zhojení dojde k navrácení do původní délky i přes částečné pórúrazové zhojení vazy, postižený vaz se však nesmí předčasně přetěžovat. Často ani nedochází k pórúrazové synovialitě provázené náplní kolenního kloubu. Pro zhojení porušené mikrostruktury je třeba léčebné rehabilitace a částečné zatěžování. Dokonalé zhojení nastává do 4 týdnů u těžších distenzí (Helfet, 1982).

Částečná ruptura vazy – u částečné ruptury není kontinuita potušena. V průběhu vazy nalézáme přetržené snopce vazy, hematomy různé velikosti, edematózní prosak vazy, který bývá prodloužen a má výrazně sníženou pevnost. Během klinického vyšetření může být dokonce zjištěn náznak instability v důsledku prodloužení vazy. Při náplni je plně indikována punkce. Léčení vyžaduje klid, tzn. sádrou nebo dlahovou fixaci, které je nezbytná přibližně 4 týdny, poté je možno začít

s funkční léčbou. Vzniklé defekty jsou vyplněny granulační tkání, kterou nahradí jizva. Defekty jsou sice vyplněny jizevnatou tkání, kolagenní vlákna však zůstanou tenčí. Zesílení kolagenních vláken může trvat další 2 až 3 týdny. Z toho plyne, že za 6 týdnů je možné začít progresivně zatěžovat končetinu (Helfet, 1982).

Úplná ruptura vazů – kontinuita vazů bývá kompletně přerušena a kromě přetržení dochází k dalším drobnějším poškozením a rozvláknění. Tudíž je tady úplná absence předpokladů pro zhojení vazů. V několika dnech dochází ke zkrácení konců vazů, které se často i dislokují, proto je často vyloučeno i úspěšné chirurgické ošetření. U zkřížených vazů je situace podstatně příznivější, jelikož probíhají kolenním kloubem volně. Z terapeutického hlediska je nejméně příznivé přetržení vazů v jejich střední třetině. Nejpříznivější jsou ta poranění vazů, při kterých je úpon vytržen i s kostním fragmentem (Helfet, 1982).

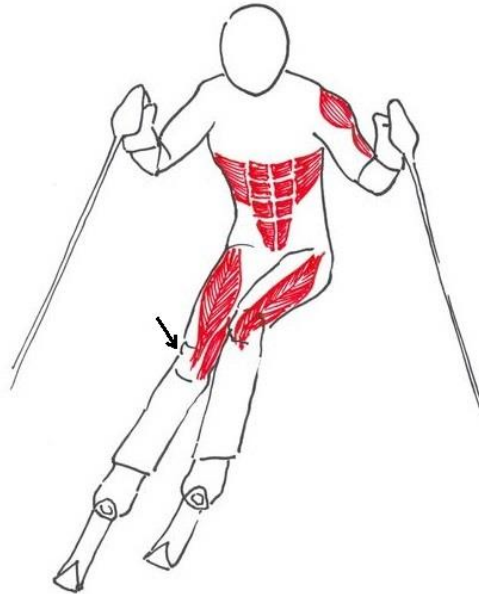
2.2.2 Ruptura LCA

Ruptura LCA patří k nejčastějším poraněním kolenního kloubu u mladých lidí. Tento vaz je nejčastěji ze všech kolenních vazů přetržen úplně. Jeho přetržení nebývá běžné jenom u dětí a starých lidí. Jedná se o jediný vaz kolenního kloubu, který nemá žádný vztah ke kloubnímu pouzdru, proto nemůže být vyšetřen pohledem ani palpací. U čerstvých poranění LCA a chronických nestabilit je proto diagnostika založena na anamnéze, klinických testech a artroskopickém vyšetření (Dungl, 2005).

Ruptury LCA jsou nejčastější u sportující populace. Jeho izolované ruptury zahrnují téměř polovinu všech ligamentózních poranění kolene. Ve vyspělém světě je incidence ruptury LCA 1/3000 obyvatel a rok, z toho přes 70% poranění vzniká během sportovní aktivity. Mezi nejvíce rizikové sporty patří sjezdové lyžování s výskytem ruptury LCA 1/2000 návštěv dospělých lyžařů v lyžařských střediscích. Vyšší riziko poranění LCA je u ženské populace. Je například zaznamenán až šestinásobný nárůst ruptur LCA v ženské kopané oproti mužské, ve volejbale je to čtyřikrát častěji. Toto je zapříčiněno více faktory, zejména větší laxitou vazů u žen, dále menší svalovou hmotou, mírně opožděnou svalovou odpovědí a pomalejším generováním síly u žen (Hart, 2010).

2.2.2.1 Mechanismus poškození LCA

LCA má všeobecně velmi dobrou schopnost odolávat tlakovým silám. Ligamentum se při působení tahových sil prolouhuje. Křivka závislosti posunu kloubních povrchů na velikosti daného zatížení je tím strmější, čím je vaz pevnější. Při nezatěžových situacích je LCA vystaven nejmenšímu napětí a jeho jednotlivá vlákna mají zvláště strukturu. Pokud začne působit tahová síla, dochází k postupnému vymizení vlnitosti vláken. V počáteční fázi je zapotřebí i relativně malá síla k tomu, aby se vaz prolouhoval, a křivka pevnosti je pozvolná. Při pokračující zátěži se křivka začíná stávat strmější a její průběh je poměrně dlouho lineární. Tento průběh křivky je dán změnou pevnosti LCA, který může být vnímán při vyšetření přední zásuvky jako „pevný doraz“. Od této fáze se všechna kolagenní vlákna LCA napínají a můžeme je popsat jako fázi elastické deformace ligamenta, která trvá až do doby insuficience. Pokud násilí neustává, stává se křivka nepravidelnou a pozvolnější. Pokud křivka dosáhne maximální únosné hodnoty (cca 30% prodloužení délky vazy), dochází k náhlému strmému poklesu křivky, které představuje úplné selhání ligamenta. Oblast křivky před maximálním vrcholem zatížení tedy představuje velikost energie absorbované vazem během zatížení. Průběh zátěžové křivky je významně ovlivněn několika faktory, jako je například věk, rychlost dávkování zátěže či délka imobilizace. U mladých dospělých osob je bod selhání až třikrát výše než u starých osob. LCA, který selhává rychle (např. 0,6 s), vykazuje 20% nárůst zatížení před selháním oproti LCA, který selhává o dva řády pomaleji (60 s). Vazy imobilizované třeba jen na krátké období vykazují rovněž výrazné snížení pevnosti (Hart, 2010).



Obr. 3: Typický pohyb pro poškození LCA při sportu (Dylevský,1997)

2.2.2.2 Klinické vyšetření kolenního kloubu při poranění LCA

Zobrazovací metody (magnetická rezonance, CT), vyšetření v celkové anestezii, případně diagnostická artroskopie jsou nezbytně nutné pouze při podezření na přidružené poškození, případně pokud nelze odlišit částečnou rupturu od celkové. Proto je pro posouzení a diagnostiku ruptury LCA zásadní klinické vyšetření, které musí být perfektně provedeno (Stephen, 1999).

Každé klinické vyšetření by mělo začínat kompletní a odborně odebranou anamnézou. Nejdůležitější, co nás zajímá, je mechanismus vzniku úrazu, jehož pochopení nám obvykle pomáhá stanovit správnou diagnózu. Dále se ptáme na počátek příznaků, typ, rozsah a stupeň bolesti, doby od úrazu a vývoj poúrazových obtíží, ostatní předešlé úrazy či operace nebo subjektivní vnímání stability kolenního kloubu. Pro rozhodování, zda indikovat operační nebo konzervativní léčbu, je vhodné se zeptat na pohybovou aktivitu zejména v zaměstnání, ale i mimo něj. Také nás zajímá stereotyp chůze, který má často v poúrazových stádiích antalgický charakter (Lewit, 2003).

Ze samotného vyšetření kloubu je základem k aspekční a palpační vyšetření. Aspekci kolene zjišťujeme například osové postavení kloubu (valgozita/varozita), zbarvení pokožky, reliéf a trofiku kolemkloubního svalstva, postavení pately a především otok kolenního kloubu, který si ověřujeme taktéž palpačně. Otok kolene nastává často již několik hodin po úrazu. Pokud je přítomen akutní poúrazový hemarthrosis, vzniká velké podezření na rupturu LCA. Ten ovšem může být způsoben i

traumatem jiných měkkých tkání kolene, naopak při absenci hemarthrosu není ruptura LCA vyloučena. Při náplni kolenního kloubu je přítomen tzv. ballottement pately. Ten vyšetřujeme vleže na zádech tlakem na recessus suprapatellaris, přičemž dojde k vytlačení tekutiny mezi patelu a femorální žlábkem. Patela „plave“ na vytlačené tekutině. Dále palpačně vyšetřujeme všechny kostěné body, bolestivost mediální i laterální kloubní štěrbiny, trofiku i tonus svalů, teplotu kůže, kožní odpor či podkoží a fascie v okolí kolenního kloubu. Neméně důležité je manuální vyšetření aktivní a pasivní hybnosti kolenního kloubu do flexe a extenze. Při pasivních pohybech se zejména zajímáme, zda je při omezení tvrdá zarážka nebo pružný odpor. Při aktivní hybnosti sledujeme kvalitu zapojení svalů m. quadriceps femoris (vastus medialis), zevních rotátorů kyčelního kloubu a m. tensor fasciae latae (Kolář 2009, Haladová, 2005).

Stěžejní pro diagnostiku, o jaké poranění se jedná, jsou speciální funkční testy, zejména zaměřující se na stabilitu kolenního kloubu.

Lachmanův test – tento test je stále považován za základní test stability kolene, který je zároveň nejspolehlivější a nejvhodnější při akutním poranění. Poloha pacienta je vleže na zádech a koleno je flektované mezi 15 a 30°. Uchopíme končetinu na proximální tibií a distální části femuru a snažíme se vysunout tibií ventrálně proti kondylům tibie. Hodnotíme jak stupeň ventrálního posunu tibie, který je při lézi LCA pozitivní a v konečné fázi je doprovázen měkkým, plynulým odporem. Pacient musí být relaxován. Velmi orientačně lze ohodnotit třemi stupni: posun v rozsahu 1-5 mm, 5-10 mm a nad 10 mm. U vyšetření stability je vždy nutné porovnávat laxitu s nepostíženou končetinou vzhledem k výrazné variabilitě u jednotlivých osob (Čech, 1986).

Přední zásuvkový test – tento test je určen k hodnocení anteromediálního svazku LCA. Opět je pacient vleže na zádech, kyčelní kloub je ve flexi 45° a koleno je flektováno na 90°, bérce je v neutrálním rotačním postavení. Uchopíme proximální bérce a oběma rukama suneme tibií ventrálně. Zvýšený posun tibie oproti nepostížené končetině svědčí pro lézi LCA. Hodnocení můžeme užívat podobně jako u Lachmanova testu. Test může být falešně negativní při akutním poranění v důsledku ochranného spasmu svalů (Gross, 2005).

Zadní zásuvkový test – využíváme pro posouzení zadního zkříženého vazů. Poloha vyšetřovaného je stejná jako u předchozího testu, jen bérce je ve ventrálně

rotačním postavení. Při poranění LCP vykazuje tibiie dorzální posun vůči femuru, zejména při porovnání s druhou končetinou (Kolář, 2009).

Pivot-shift test – je nejčastěji užívaným testem k hodnocení rotační složky nestability sdružené s poraněním LCP. Test vyvolává značný diskomfort pacienta, proto není vhodný provádět při akutních poraněních. Ležícího pacienta uchopíme za chodidlo a provádíme současně extenzi kolenního kloubu a abdukci a vnitřní rotaci bérce. Pozitivní je test, pokud vyvoláme ventrální subluxaci laterálního konce tibiie oproti femuru (Gross, 2005)

Abdukční test – tímto testem hodnotíme zejména stav vnitřního postranního vazy. Uchopíme končetinu pacienta ležícího na zádech jednou rukou na zevní straně suprakondylické oblasti, druhou rukou držíme bérce. Důležité je, aby byl test prováděn přiměřenou silou a pacient byl maximálně relaxován, nesmíme přetlačovat jeho sílu. Pro větší cílenost na postranní vaz provedeme test ve flexi 30°, jelikož v této poloze je nejvíce vyloučena stabilizující funkce LCA. Pozitivitu testu ukazuje většinou bolestivé otevření mediální kloubní štěrby (Kolář, 2009)

Addukční test – test je obdobný jako předchozí, zaměřený na vyšetření zevního postranního vazy. Jednou rukou uvede vyšetřující extendovanou končetinu za patu do flexe 30° kyčelního kloubu, druhou položí na vnitřní stranu suprakondylického prostoru a použije ji jako hypomochlion. Poté provádí addukci bérce. Poranění zevního postranního vazy ukazuje, otevření laterální štěrby, které také bývá většinou bolestivé (Kolář, 2009)

Přístrojové vyšetření stability křížových vazů – všechny manuální klinické testy vykazují vysokou variabilitu při subjektivním posuzování. K objektivizaci vyšetření laxity křížových vazů už dnes existují kvalitní přístroje, z nichž je v literatuře nejvíce zmiňované testovací zařízení artrometr KT-2000. Toto zařízení objektivně měří posun holenní kosti vzhledem k femuru v předozadní rovině. Artrometr dokáže klinicky stanovit integritu LCA i LCP. Jeho výhody jsou přesnost, jednoduchost na obsluhu, dále u vyšetřovaného odpadá riziko anestezie či RTG záření. Úhel ohybu kolenního kloubu při vyšetření je 20-35°, což odpovídá obvyklému úhlu při poranění kolene. Končetina je podepřena zespu nad podkolenním prostorem pod stehnem pevnou, ale pohodlnou

podložkou. Artrometr je připevněn na bérci popruhy v supramalleolárním a pod tuberositas tibiae. Artrometr měří relativní pohyb mezi destičkou snímače česky a destičkou snímače holenní kosti. Pokud se zatáhne za rukojeť, holenní kost se vychýlí dopředu a přístroj tento pohyb ukáže v milimetrech. Pokud se zatlačí na rukojeť, holenní kost se vychýlí dozadu a přístroj ukáže tento posun vzad. Pokud rukojeť síly uvolníme, holenní kost se vrátí do výchozí testovací polohy (Hart, 2010).

2.2.3 Plastika LCA

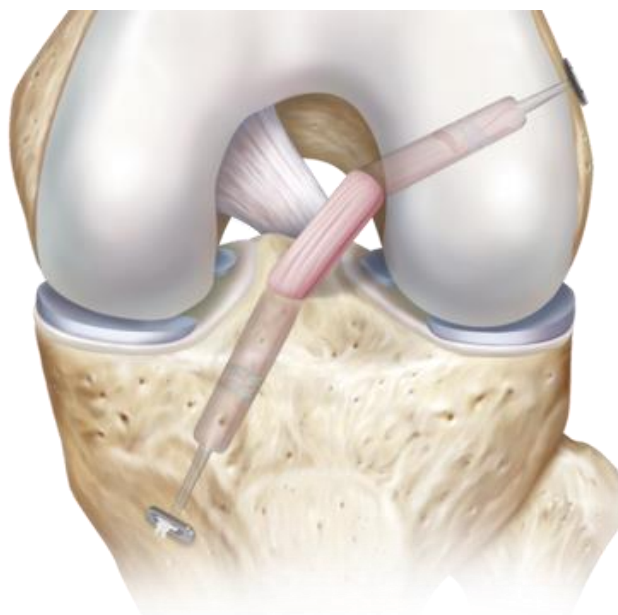
V dnešní době jsou na pohybový aparát jedinců kladené vysoké nároky, zejména z pohledu sportovních aktivit. Společně s rostoucí zátěží a tím i rostoucím výskytem poranění vazivového aparátu kolenního kloubu se vyvíjejí i operační přístupy, které dokážou navrátit jedince co nejdříve zpět nejen do kvalitního způsobu života, ale i ke sportovní aktivitě (Helfet, 1982).

Rupturu LCA lze řešit jak operativně, tak i konzervativně a volba řešení je specifická u každého pacienta. Závisí především na věku, povolání či úrovni pohybové aktivity. Neoperativní řešení spočívající ve fixaci, fyzikální terapii, posílení a modifikaci pohybové aktivity může přinést výsledky například u pacientů se sedavým způsobem zaměstnání a stylu života. U pacientů, kde selhal konzervativní způsob léčby, chtějí pokračovat ve sportovní aktivitě, nebo mají fyzicky náročné povolání, je vhodné volit plastiku LCA (Bogunovic, 2013).

Časná sutura přetrženého zkříženého vazů nemá přesvědčivý efekt na stabilitu kolenního kloubu, proto je nejčastěji doporučována augmentace štěpem z českového vazů, ze šlachy hamstringů nebo m. quadriceps femoris. Plastika zkřížených vazů probíhá dle zvoleného transplantátu pouze artroskopicky nebo s pomocnou miniartrotomií a počítačovou navigací. Úplná revaskularizace náhrady zkříženého vazů trvá jeden rok (Janíček, 2012).

Pro plastiku LCA jsou různé možnosti odebrání štěpu. Typ štěpu volíme v závislosti na věku, aktivitě pacienta či vzhledem k možným obtížím při odebrání štěpu. U primárních náhrad jsou nejběžnější volbou autoštěpy (odebrané z tkání operovaného), u revizních plastik mohou být použity alogenní náhrady (odebrané z těl dárců). V následujícím popisu si ukážeme tři nejčastější autoštěpy. Jejich hlavní výhodou je nulová imunitní odpověď organismu a finanční nenáročnost. Nevýhodou mohou být komplikace spojené s místem odběru (Bobić, 1996).

Patelární šlacha – nebo také technika BTB (bone-tendon-bone) je označována jako „gold standard“ (zlatý standard) pro plastiku LCA. Jak název napovídá, tvoří štěp střední třetina ligamentum patellae a kostní bločky z dolního pólu pately a tuberositas tibiae. Štěp vykazuje velkou pevnost a poměrně dobrou možnost kotvení a vrůstu do kloubních kanálků, není však jako vhodným řešením pro všechny pacienty. Štěp má větší pevnost než původní LCA. Po třech a šesti měsících má štěp pevnost 52% oproti pevnosti v době implantace, po devíti a dvanácti měsících už 81%. Kostní bločky na obou koncích štěpu umožňují rychlé vhojení štěpu. Implantace je zajištěna interferenčními šrouby. Nevýhoda této techniky může být vznik bolesti v odběrovém místě na přední straně kolene. Bolesti mohou být častější než při odběru štěpu z hamstringových šlach. Rozdíly v bolesti mezi těmito dvěma odběry se zpravidla srovnávají do dvou let. Další výraznější nevýhodou je oslabení síly, hypotrofie až atrofie kvadricepsu. Někdy dochází při odběru štěpu k porušení senzitivních větví n. saphenus, s následnou poruchou citlivosti přední strany kolenního kloubu (Jackson, 2002)



Obr. 4: Ukotvení patelárního BTB štěpu (Jackson, 2002)

Šlachy hamstringů – často jsou pro rekonstrukci LCA používané šlachy m. semitendinosus a m. gracilis, proto se také technika označuje jako ST-G. Šlachy mohou být použity jako jedno-, dvou- anebo čtyřsvazkové. Nejpevnější je varianta čtyřsvazková, která je zastoupena po dvou svazcích z m. semitendinosus a dvou m. gracilis. Tato náhrada je v laboratorních podmínkách pevnější než patelární náhrada, je oválného průměru a je o 26% větší než průřez patelárního vazů. Použití více svazků zajišťuje větší pevnost. Válcovitý tvar štěpu usnadňuje přesné vyplnění kanálů, omezení prostoru mezi kostí a štěpem a tím maximální kontakt kosti a náhrady. Hlavní výhodou techniky ST-G je menší pooperační bolestivost přední strany kolene, která se vyskytuje po odběru patelárního vazů. Také je zde snazší protažení vrtanými kanály v tibií a femuru. Mezi nevýhody patří zejména primární fixace mezi šlachou a kostí, jejíž pevnost závisí na technice kotvení štěpu. Dále je zde pomalejší vrůst štěpu ve srovnání se štěpem s kostními bločky na obou stranách. Proto by měla být rehabilitace a zátěž v časném pooperačním období pozvolnější. Po odběru je také snížena síla hamstringů v průměru o 10%, která se minimalizuje po jednom roce od výkonu (Bartoníček, 1991).

Šlacha quadricepsu – další možností pro rekonstrukci LCA je použití střední třetiny šlachy m. quadriceps femoris. Odebírá se buď pouze samostatná šlachová část, nebo častěji společně s kostním bločkem z horního pólu pately. Výhoda tohoto štěpu je jeho tloušťka, která je dvakrát větší než štěp odebraný z ligamentum patellae a tím má i pevnost o jednu třetinu větší. Další výhodou je přítomnost kostního bločku oproti štěpu ze šlach hamstringů, který zajišťuje zcela bezpečnou fixaci v poměrně řídké spongióze proximální části tibiie. Tento štěp se nejčastěji používá při revizních operacích nebo při vyčerpání ostatních autologních štěpů. Nevýhoda je především technická náročnost provedení odběru. Dochází také k oslabení čtyřhlavého svalu, jehož síla je snížena na straně odběru, a i jeden rok po operaci se udává průměrné oslabení o 20% síly oproti druhé DK (McGinty, 1996).

Typ štěpu	Tahové zatížení	Tuhost (N/mm)
Přední zkřížený vaz	2160	242
BTB štěp 10 mm	2977	455
Šlachy ST-G, čtyřsvazkové	3880	807
Šlacha quadricepsu	2352	326

Tab. 1 – porovnání biomechanických parametrů jednotlivých štěpů v laboratorních podmínkách (Hart, 2010)

Mascarenhas (2012) sledoval 4 roky 23 sladěných párů, kdy jeden z dvojice měl aplikován BTB štěp a druhý ST-G štěp. Všichni testovaní se před operací věnovali vysoce náročné sportovní aktivitě (fotbal, basketbal, lyžování atd.) 4-7 krát týdně. U respondentů byly posuzovány faktory jako návrat ke sportovní aktivitě, kvalita života, rozsah pohybu, laxita vazů, jump test apod. Výsledky ukazují, že okolo 75% účastníků bylo schopných se vrátit k plné sportovní zátěži, ale jen okolo 50% dosahovalo takových výsledků jako před úrazem. Skupina testovaných s BTB štěpem vykazovala mírně vyšší procenta úspěšného návratu.

Mohtadi a kolektiv (2011) se zaměřil na statistické porovnávání studií srovnávající pacienty s BTB a ST-G technikou, přičemž procházel medicínské databáze a registry. Ve výzkumu bylo zahrnuto 19 studií poskytující informace o 1597 lidí ve věku mladší a střední dospělosti. Ve funkčním hodnocení (jump/hop test, návrat k aktivitě apod.) a také tendenci k opětovné ruptuře nebyly zhodnoceny statisticky významné rozdíly mezi oběma štěpy. U posuzování statické stability kolenního klounu ukazovalo výrazně pozitivnější výsledky u BTB štěpu. Zde však byly častější problémy předního kolene, zejména neschopnost kleku. Dále se vyskytovala ztráta svalové síly při extenzi kolenního kloubu. U techniky ST-G vykazovali testované snížení rozsahu pohybu a svalové síly při flexi kolenního kloubu.

Stabilitou a funkčními výsledky v porovnání BTB a ST-G štěpů se zabývá i Wagner (2005), který sledoval 72 pacientů pro každou z technik, u všech pacientů byla po dobu dvou let testována stabilita artrometrem KT-1000. Tato studie je trochu v rozporu s předchozími studii, jelikož vykazuje lepší výsledky ve stabilitě a funkci pro štěpy z šlach hamstringů. To může být způsobeno fixací štěpu ve vztahu k linii kloubu. ST-G štěp je primární volbou pro rekonstrukci LCA u sportovců na vysoké úrovni.

Pinczewski (2007) ve své studii porovnává 180 probandů, z nichž polovina je po plastice pomocí BTB štěpu a polovina ST-G štěpu, všichni byli ošetřeni stejným chirurgem a absolvovali stejný rehabilitační program. Všechna kolena byla pozorována způsobem subjektivním i objektivním a radiografickým vyšetřením v intervalech 2, 5, 7 a 10 let po operaci. Výsledky v podstatě dávají za pravdu Mohtadimu, jelikož stabilita kolenních kloubů měřená přístrojově vykazovala lepší výsledky u BTB štěpu, ale operovaní touto technikou si častěji stěžují na bolest předního kolene zejména při namáhavých činnostech či kleku. U BTB štěpu byl častější výskyt osteoartrózy při radiologickém vyšetření po 10 letech, to však může být ovlivněno více faktory. Opakovaná ruptura nevykazuje statisticky významný rozdíl mezi oběma štěpy. Obě techniky však přinášejí vynikající výsledky, jelikož 97% všech pacientů v obou skupinách hlásilo normální nebo téměř normální funkci kolene.

2.3 Posturální stabilizace

Mezi základní posturální funkce řadíme posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktibilitu. Posturální stabilita vymezuje jednání těla ve statické poloze, kde jako celek nemění svou polohu v prostoru. Každá statická poloha však zahrnuje děje dynamické. Při zaujetí polohy nejde o prostý statický stav, ale čelí přirozené labilitě pohybového ústrojí, která je nutná pro pohyb. Jde tedy o plynulé zaujímání stále polohy. Posturální stabilitou nazýváme schopnost takové držení těla zajistit a zabránit nezamýšlenému pádu. Stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyziologické faktory, základní biomechanickou složkou je opěrná plocha. Kolmice těžiště těla by se měla promítat do místa opěrné plochy. Pokud tomu tak není, musí být vazy a svaly udržován stálý otáčivý pohyb, nebo musí být vynaložena značná svalová aktivita k udržení rovnováhy. Tu doprovází hypertonie příslušného svalstva, následně bolest a vznik deformit (Trojan, 2005)

Posturální stabilizaci můžeme chápat jako aktivní (svalové) držení segmentů těla proti zevnímu působení sil, které řídí centrální nervová soustava. Jedná se zejména o svalovou aktivitu, která zpevňuje segmenty (aktivní držení segmentů) těla proti působení zevních i vnitřních sil, zejména tíhové síly. Během statické situace je relativní tuhost kloubu zajištěna koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů (koaktivační aktivita) díky které může kloub vzdorovat gravitační síle. Zpevnění segmentů zajišťuje

vzpřímené držení a lokomoci těla jako celku, bez koordinované aktivity by se naše kostra neudržela v prostoru a zhroutila se. Posturální stabilizace ale nepůsobí pouze proti gravitační síle, ale zajišťuje všechny pohyby a to i pokud se jedná o izolované pohyby horních nebo dolních končetin (Kolář, 2009).

Při každém pohybu segmentu těla, který je náročný na silové působení, je vždy produkována kontrakční svalová síla potřebná pro překonání odporu. Ta je převáděna na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Tato reakční stabilizační funkce se označuje jako posturální reaktibilita. Hlavním účelem této reakce je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů (kloubů), aby bylo zajištěno punctum fixum a klouby tak odolávají účinkům zevních sil. Punctum fixum znamená, že úponová část svalu je zpevněna, aby druhá část mohla vykonávat pohyb. Ta je označována jako punctum mobile. Tuhost kloubů můžeme do určité míry měnit a je možné spojit několik segmentů do jednoho celku. Tato tuhost je zajištěna koaktivitou agonistů, antagonistů a dalších svalových skupin. Žádný pohyb tedy není možný bez úponové stabilizace svalu neboli zajištění tuhosti kloubu v jeho úponové oblasti (Kendall, 2005)

Stabilizační mechanismus vzpřímeného stoje zajišťuje stabilizační funkce dolních končetin a páteře. Stabilizace do stran je snazší než stabilizace v předozadním směru, proto jsou i obranné reflexní mechanismy lépe vyvinuty naproti pádu předozadnímu než proti pádu do strany. Stabilizační funkce dolních končetin využívá faktu, že kolenní i kyčelní kloub jdou uzamknout a při této situaci se oporné pilíře končetin stabilizují mechanicky. Klouby páteře ale uzamknout nelze, proto lze jejich polohu stabilizovat jak v předozadním tak laterolaterálním směru pouze dynamicky svaly, a částečně vazivovým aparátem, který je však potom značně namáhán. Pokud je možno zajistit polohu ligamenty, která jsou energeticky méně náročné než svaly, dává tělo tomuto způsobu přednost. To však není možné při rychlých pohybech a jejich brzdění, kdy může docházet jak k přetížení svalů, tak mikrotraumatizaci vazů i jejich většímu traumatu. Napojování svalů při stabilizačním procesu postupuje při vertikálním držení distoproximálně směrem k silnějším svalům podle okamžité potřeby. K udržování postury se využívá co možná nejmenší energie a velké svaly se proto zapojují až při určitém stupni lability (Véle, 1995).

2.3.1 Řízení posturální stabilizace

Průběžné udržování a stabilizaci výchozí polohy zajišťují jednak informace z vestibulárního aparátu, dále také informace z propioceptivních čidel ve svalech, šlachách, kloubních pouzdrech a vazech. Signalizace z vnitřního prostředí systému dává informace o poloze a změnách polohy hlavy a jednotlivých pohybových segmentů těla. Pomocí zpětné vazby (feed back) je určitá poloha udržována podle předem nastaveného programu. Velice významnou roli tu hraje propiocepce z okohybných svalů a oblasti horní krční páteře (oblasti okciput, atlasu a axisu). Důležitou úlohu má optická a akustická aferentace. Umožňuje předvídání vhodného držení a příslušného stabilizačního mechanismu postupem dopředné vazby (feed forward) díky zpracovávání informací přicházejících ze zevního prostředí pomocí telereceptoru, který umožňuje krátkodobé předvídání situace a tím včasnou volbu výběru vhodného posturálního programu (Véle, 1995). Tato anticipační složka řízení posturální stabilizace má rozhodující význam při rozejití, které testujeme při posturální somatooscilografii. Volbu posturálního programu výrazně ovlivňuje nocicepce. Ta signalizuje, že při určité činnosti dochází k přetížení s možností poškození tkáně, nebo zamýšlený pohyb nemohou bez problémů realizovat. Proto může podvědomě modifikovat posturální nebo pohybový program, aby nedocházelo k dalšímu poškození struktury. Dochází ke vzniku náhradního šetřícího polohového nebo pohybového programu, který se může vlivem opakování zafixovat, aniž by si to jedinec uvědomil (Hamilton, 2008).

2.3.2 Vyšetření posturální stabilizace

Pro vyšetření stabilizační funkce svalů se nelze spokojit se svalovým testem. Podle svalového testu, tedy vyšetření anatomické funkce svalů, může sval dosahovat maximálních hodnot, ale neukazuje na zapojení svalu v konkrétní posturální situaci, které může být nedostatečné. Proto je potřeba vyšetřovat posturální funkci pomocí testů, které hodnotí kvalitu zapojení svalů a posoudí funkci svalu během stabilizace. Posuzujeme tedy, zda se kloub při stabilizaci vychyluje nebo zůstává v neutrálním postavení, jakou měrou se na stabilizaci podílejí hluboké a povrchové svaly a zda je jejich aktivita odpovídající danému zatížení nebo nadměrná. Dále si všímáme, jestli se při stabilizaci nadměrně neaktivují svaly, které nemají s daným segmentem mechanickou souvislost, tzn., jak moc se stabilizace promítá do okolních segmentů. Dále sledujeme symetrii zapojení stabilizačních svalů a posloupnost jejich zapojení. Pro

vyšetření je stěžejní posouzení svalové souhry zajišťující stabilizaci páteře, pánve a trupu jako základního rámu pohybu končetin (Kolář, 2009).

Vyšetření na dvou váhách – toto je nejjednodušší přístrojové vyšetření, kdy můžeme sledovat zátěž končetin při tzv. symetrickém stojina dvou osobních váhách. To sice vnáší další stimul vlivem lability mechanické váhy, ale dává nám přehled o asymetrii stoje. Rozdíl mezi jednotlivými stranami by neměl být větší než 10% tělesné hmotnosti a kolísání by nemělo přesahovat 2% tělesné hmotnosti.

Kefalograf – je to složitější zařízení snímající mechanicky horizontální pohyb hlavy při stoji. V klinickém vyšetření se však příliš nepoužívá, jelikož je zdoluhavé a časově náročné (Véle, 1995)

Cervikomotograf – cervikografie dosahuje přesnější registrace polohy a pohybů hlavy. Pohyb je snímán čidly a převáděn na elektrické impulzy, které vyhodnocuje počítač. Proto může být i vyšetřen pohyb hlavy nejen z hlediska rozsahu, ale i průběžné rezistence (Berger, 1990).

Posturograf – posturografie je moderní a rychlá metoda k vyšetření rovnováhy. Jde o měřicí desku, která je schopna podle poměru zátěže ve čtyřech bodech platformy rekonstruovat pohyb průměru těžiště do oporné plochy. Pro zajištění porovnatelnosti měření musíme zajistit konstantní velikost oporné plochy, konstantní polohu končetin, páteře a hlavy a konstantní zevní podmínky. Vyšetřovaný stojí v klidné místnosti ve vzpřímeném stoji na vyznačených bodech měřicí desky, a zrakem fixuje pevný bod ve výšce hlavy. Neměl by být rozptylován dotazy ani jinými zevními podněty. Při těchto podmínkách je variabilita křivky přímo úměrná rovnovážné schopnosti posturálního systému. Vyšetření lze modifikovat, například testovat rovnováhu při otevřených, zavřených očích, při předklonu či záklonu, při rozšíření nebo zúžení oporné báze, stoj na gumové pěnové podložce a podobně. Při vyšetření lze také sledovat kontinuitu zapojení svalů pomocí EMG. Zpracování a hodnocení dat je zajištěno výpočetní technikou. Metoda podává informace o stabilitě vzpřímeného stoje a způsobu jeho udržování. Provádí se po dobu 10-30s. Hodnotí se plocha a dráha opsané křivky vektory korekčních podnětů a aktivita různých svalových skupin během měření. Přístroj je možno využít i k terapeutickým účelům na podkladě biologické zpětné vazby (Furman, 1994).

2.3.3 Posturální somatooscilografie

Posturální somatooscilografie (pSOG) je diagnostická metoda zaměřená na stabilizaci těla na definované instabilní ploše Posturomed, která testuje stabilizaci při standardizovaných podmínkách. Princip pSOG je zaznamenávání projekce působíště reakční síly při rozejití a zastavení se - step/stand. Destabilizace stoje by měla být vyvolána takovými podněty, které nejvíce napodobují reálné situace. Přirozenější jsou pohyby podložky či různé postrky (například jízda dopravním prostředkem), ale počtem vnitřních destabilizací se srovnávat nedají. Základním prvkem metody je nestabilní plošina Posturomed. K té je na spodní straně přesně uprostřed připevněn akcelerometr typu A, který je přes měřicí box spojen s počítačem. Data jsou sbírána pomocí programu Microswing 6.0, která se přenášejí a statisticky zpracovávají v programu Posturomed commander (Rašev, 2010).

Na rozdíl od posturografie, kde se testuje bipedální stoj, v pSOG se testuje kráčení na místě s předem definovanou konfigurací segmentů určené k standardizovanému přenášení těžiště a následné stabilizování stoje na jedné dolní končetině. Testujeme startování lokomoce, tzv. rozejití z klidového stoje, po třech krocích na místě dochází k zastavení a ustálení stoje na jedné dolní končetině po dobu 8 sekund. Poté následují další tři kroky na místě a zastavení na druhé dolní končetině. Celý cyklus se opakuje pětkrát. Toto provokační vyšetření se označuje jako test „3 kroky – stoj na jedné noze“. Oproti posturografii se zde testuje dynamická činnost, což představuje komplexnější pohled na schopnost posturální stabilizace obsahující anticipaci -feed forward. Zároveň jde o postup aplikovaný na běžný denní režim, oproti prostému bipedálnímu stoju (Rašev, 2011).

2.3.4 Posturální stabilizace při dysfunkci LCA

Lysholm (1998) zkoumal 22 pacientů po plastice LCA v porovnání se skupinou 22 probandů bez poranění vazů. Testoval posturální reakce v sagitální rovině na válcové úseči při stoji zvláště na každé dolní končetině a na obou DKK, při otevřených i zavřených očích. Významný rozdíl vykazovala už skupina pacientů v porovnání zdravá – operovaná, kdy operovaná vykazovala při otevřených očích horší posturální odpověď, při zavřených nebyl rozdíl významný. Dále vykazoval rozdíl porovnání s kontrolní skupinou, která měla výrazně lepší stabilizaci, než operovaní pacienti, jak na operované DK, tak při bipedálním stoju, s otevřenýma i zavřenýma očima.

Oproti tomu O'Conellová (1998) došla k jinému závěru. Měřeno bylo 15 pacientů po plastice LCA a 15 tvořilo kontrolní skupinu. Stejně jako Lysholm zkoumala na balanční desce stoj na obou DKK, každé DK zvlášť, a to jak při otevřených, tak zavřených očích. Došla však k rozdílným výsledkům, ze kterých jí vyplývá, že při stoji na jedné DK a zavřených i otevřených očích dochází k výraznému snížení posturální funkce a ztrátě rovnováhy a bez ohledu na to, zda jde o postiženou DK či zdravou.

Na porovnání skupin se zraněním LCA a bez poškození se zaměřuje mnoho autorů. Negahban (2014) ve své systematické recenzi hodnotí 12 studií, které porovnávají statickou posturální kontrolu bez použití zevních činitelů. V těchto studiích je vždy poranění LCA jednoho kolenního kloubu bez chirurgického ošetření. Výsledky ukazují, že vždy dochází ke snížení posturální kontroly u stoje na postižené DK, přičemž vykazují střední až velký rozdíl. Při stoji na jedné DK a zavřených očích dochází ke ztrátě kontroly u obou končetin. Z toho vyplývá, že posturální stabilita je narušena jak u postižené, tak u nepostižené DK, proto by se cílená posturální terapie měla aplikovat i pro neporušenou dolní končetinu.

Lee (2009) zjišťuje vztah mezi svalovou silou, propiocepcí a laxitou kolenního kloubu při stoji na jedné dolní končetině u pacientů průměrně 12,8 měsíců po úrazu LCA. Z výsledků vyplývá, že u poraněné dolní končetiny jsou významné rozdíly v korelaci všech třech parametrů při stoji na jedné končetině, ale významné rozdíly jsou u pasivně provedeného vyšetření propiocepce se snížením u poraněné končetiny. Proto považuje přístup k ovlivnění propiocepce jako nejdůležitější počáteční přístup k rehabilitaci po úrazu LCA.

Ihara (2008) testuje stoj na nestabilní plošině, a pomocí akcelerometru umístěného na plošině a na kolenech testovaných subjektů, testuje rychlost posturální reakce a sílu záběru DK při náhlém vychýlení plošiny. Porovnává 12 pacientů čekajících na plastiku LCA a 12 zdravých sportovců. Zjistil, že u zdravých jedinců byla kročná síla vyšší na straně vychýlení, zatímco čas posturální odpovědi byl rychlejší na opačné straně. Oproti tomu u všech subjektů s deficitem byl pravý opak, snížená kročná síla byla na straně vychýlení a rychlost odpovědi nižší na opačné straně. Vždy bylo testováno vychýlení na obou stranách, proto není pozorován významný rozdíl mezi postiženou a nepostiženou, ale celkový rozdíl posturální reaktivity u skupiny s úrazem a zdravých probandů.

2.4 Kinesiotaping

Kinesiotaping či kinesiologické tapování je odvozeno od slova kineze – pohyb. V současné době zažívá tato metoda bouřlivý nárůst ve všech oblastech sportu, regenerace a rehabilitace. Na rozdíl od konvenčních sportovních tapů, které slouží k omezení nebo úplnému znemožnění pohybu segmentu, proto jej využívá stále více fyzioterapeutů, lékařů i masérů. Kinesiotape je vytvořen na bavlněné bázi a svojí pružností a celkovou charakteristikou odpovídá povaze lidské kůže. Lepidla používaná při výrobě současné generace kinesiotapů již nevyvolávají alergické reakce a mohou být tedy nalepena i několik dní. Tapovací pásky mají různé barvy, které jsou v zásadě nepodstatné, z hlediska psychologie vnímání barev však mohou mít rozdílný vliv na vnímání pásky na kůži, zejména u labilnějších jedinců (Štědrák, 2012).

2.4.1 Historie kinesiotapingu

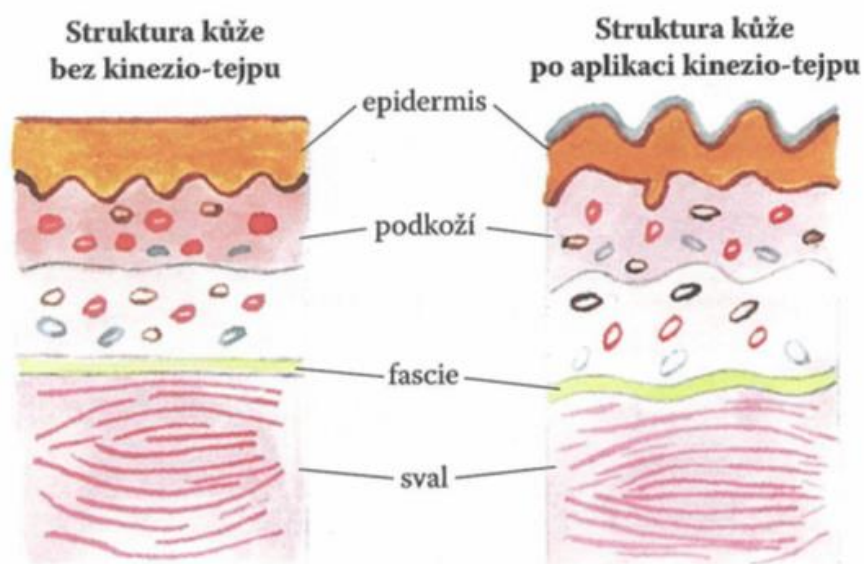
V roce 1970 začal hledat japonský lékař Dr. Kenzo Kase způsob využití lepicích pásek u sportovců, které by mohly ovlivnit hojení traumatizovaných tkání a svalů. Zjistil, že základní tapovací techniky, jako je sportovní tape, sice zpevní kloub či sval, ale omezují rozsah pohybu, nepodporují fascie a dokonce v některých případech inhibují skutečný proces hojení traumatizované tkáně, proto hledal nové způsoby. Chtěl vytvořit pásku, která nebude omezovat rozsah kloubu, podpoří svaly a klouby a doufal, že bude výhodná i pro lymfatický systém. Proto v roce 1973 vznikla páska Kinesio Tex® tape a metoda kinesiotapování. Poprvé byl kinesiotaping celosvětově viděn v roce 1988 na Letních olympijských hrách v Soulu. Od té doby je masově používán zdravotníky po celém světě. Aby byl kinesiotaping neustále rozvíjen, založil v Japonsku v roce 1984 Dr. Kase Kinesio Taping Association International, poté v roce 1997 i v USA. Ta má za úkol provádět klinický výzkum, spojovat nejnovější poznatky a nabízet nejvyšší kvalitu školení zdravotnických pracovníků. Dodnes věnuje Dr. Kase svůj život výzkumu a vývoji kinesiotapingu a je lektor a přednášející na mezinárodní úrovni (Kobrová, 2012).

2.4.2 Fyziologie účinku kinesiotapu

Při správné aplikaci vhodné techniky kinesiotapu na postiženou oblast se aktivuje reflexní odpověď organismu s cílem odstranit patologické změny, což umožňuje obnovu funkčního stavu pohybového aparátu (Flandera, 2012).

Při nadměrné tělesné zátěži je sval často přetažený či přetížený, může dojít ke vzniku mikrotraumatu a zánětlivým pochodům. Takový sval je ztuhlý, oteklý a

vykazuje únavu a bolestivost. Bolest je způsobena zejména mechanickým poškozením buněk, kdy signály z receptorů každého svalového vlákna snímají mechanické napětí, kdy hlavním vyvolávajícím faktorem je excentrický svalový stah, a uvolněním látek z poškozených tkání. Hlavní látky způsobující excitaci nociceptorů jsou bradykinin, ionty K^+ , ATP, serotonin, histamin a jiné. Dále dochází k akumulaci vody ve svalu, kdy obecně větší prokrvení svalu vede k větší prostupnosti vody skrz kapiláry. Dochází k omezení prostoru mezi kůží a svalem. Jelikož jsou v tomto prostoru uloženy receptory, nutritivní a lymfatické cévy, dochází vlivem zvýšeného tlaku k jejich útlaku, zhoršené cirkulaci, žilnímu městnání a následně ischemii vyživovaných tkání (Kase, 2003).



Obr. 5: Účinek kinesiotejpu na měkké tkáně (Flandera, 2012)

Aplikace kinesiotejpu aktivuje kožní receptory, potažmo i CNS a jeho vlivem dochází k následujícím účinkům:

- zvrásnění a elevace kůže
- snížení městnání v krevním a lymfatickém řečišti
- zmírnění otoku
- redukce tlaku a dráždění nociceptorů
- podpora svalů (facilitace – zkvalitnění svalové kontrakce, inhibice – redukce únavy přetížených svalů)

- korekce kloubní funkce, stimulace proprioceptorů
- obnovení toku krve a lymfy
- aktivace endogenního analgetického systému (Kobrová, 2012)

2.4.3 Aplikace kinesiopapu

Základem správného použití kinesiopapu před samotnou aplikací je přesné vyšetření tkání, které chceme ovlivňovat a důležité je i opětovné vyšetření po aplikaci. Druhou stejně důležitou podmínkou, je správný výběr techniky aplikování tapu.

Před aplikací je také potřeba připravit pokožku. Kvůli dokonalému přilnutí kinesiopapu ji nejprve odmastíme dezinfekcí či lihovým přípravkem šetrným k pokožce. Dále je potřeba ovlivňovanou pokožku případně oholit nebo chlupy alespoň výrazně zkrátit, jelikož ochlupená kůže výrazně snižuje přilnavost a tím i účinek kinesiopapu. Neméně je důležitá také příprava tapovací pásky. Po vyšetření segmentu si připravíme optimálně dlouhý kinesiopape i s ohledem na jeho prodloužení dle zvolené techniky. Konce pásky zastříhneme do oblouku, čímž snížíme riziko odlepování, zadrhnutí o oděv a podobně.

Kotva tapu by měla být 4-5 cm dlouhá a lepena v neutrální pozici segmentu bez napětí, což zajišťuje komfort při nošení bez tahu na kůži. Pro správnou funkci kinesiopapingu je nutné dbát na napětí pásky, které se liší pro různé techniky. Před změnou pozice segmentu je vhodné kinesiopape „zažehlit“ rychlým třením ruky, čímž se aktivuje termosenzibilní lepidlo, čímž tape dobře přilne (Doležalová, 2011).

2.4.4 Základní techniky kinesiopapingu

Inhibiční technika se používá na přetížené svaly, které jsou hypertonické nebo aktuálně poškozené, případně jako prevence svalových křečí. Kinesiopape aplikujeme s lehkým napětím 15-25% v maximálním možném protažení svalu ve směru od úponu k začátku svalu. Zvrásnění a elevace kůže zlepšují cirkulaci krve a mízy, proprioceptivní stimulaci a orientaci tapu proti směru svalové kontrakce napomáhá relaxaci svalu.

Facilitační technika slouží k ovlivnění chronicky nebo aktuálně oslabených svalů, kde chceme podpořit svalovou kontrakci. Aplikuje se s lehkým napětím 15-35% v maximálním protažení svalu, ve směru od začátku k úponu. Vyšší napětí tahu pásky umožňuje větší stimulaci a napomáhá svalové kontrakci, stejně jako práce tapu ve směru svalové kontrakce.

Korekčních technik rozeznáváme pět: mechanickou, fasciální, prostorovou, vazivovou/šlachovou a funkční. Daný typ korekce určuje naše vyšetření. Nejprve si diagnostikujeme omezení funkce svalu, kterou ovlivníme inhibiční nebo facilitační technikou, poté použijeme korekční techniku pro zlepšení poměru v dané oblasti. I zde platí, že kotva a konec tapu se aplikuje bez tahu. Délka kotvy zde platí na zvoleném napětí a doporučuje se „pravidlo tří“. Tedy že jedna třetina tvoří kotvu, druhá bázi a třetí konec tapu. Využívá se kompresních sil kinesiotapu, které vycházejí z napětí tapu 50-70%, a manuálního tlaku ke stimulaci proprioceptorů prostřednictvím kůže.

Lymfatická technika je efektivní pro podporu funkce mízního systému zejména pro terapii lymfostatického otoku. Také je vhodnou metodou v akutním stadiu poranění či pooperačního stavu. Pro lymfatický kinesiotaping používáme „vějíř“. Lepíme v protažení segmentu, jelikož je zapotřebí dosáhnout zvrásnění kůže, čímž vznikne v kapilárách podtlak a lymfa je z mezibuněčného prostoru lépe nasávána do lymfatických cest. Tape lepíme úplně bez napětí nebo jen s velmi nízkým 0-20%. Kotva je většinou umisťována proximálně od místa otoku do odvodných cév. Jednotlivé pruhy „vějíře“ se budou smršťovat a řídit tak tok lymfy směrem ke kotvě (Kobrová, 2012).

2.4.5 Efekt kinesiotapingu

Na posuzování účinků kinesiotapingu pro pohybový aparát se zaměřuje spousta autorů a existuje nepřehledné množství více či méně kvalitních studií.

Například Mostafavifar a kolektiv (2012) vytvořil systematickou rešerši studií zaměřující se na efekt kinesiotapingu u muskuloskeletárních poškození. Prozkoumal čtyři celosvětové medicínské databáze a celkem 727 studií, z nichž pouze 6 splňovalo daná kritéria. Dvě studie zkoumaly použití kinesiotapingu u dysfunkce dolní končetiny, dvě byly zaměřeny na páteř a dvě na ramenní kloub. Tři z těchto studií poukazují na okamžité snížení bolesti či zlepšení rozsahu pohybu, ale neprokazují dlouhodobější zlepšení stavu, ostatní studie nevykazují signifikantní rozdíly mezi skupinami. Proto tento přehled neshledal dostatečné důkazy pro použití kinesiotapingu u poranění pohybového aparátu i když jeho účinek nejde ani vyloučit.

Systematickou rešerši ze čtyř základních databází vytvořili také Karlon a Bar-Sela (2013), kteří zkoumali efektivitu kinesiotapingu na bolest a omezení u účastníků s patologií pohybového, nervového a lymfatického systému. Zkoumali 91 studií, z nichž 12 splňovalo jejich požadavky pro zařazení. 9 bylo zaměřeno na pohybový aparát, jedna

na neurologickou dysfunkci a 2 na lymfatický systém. Výsledkem je, že u pohybových poruch bylo v šesti případech prokázáno okamžité snížení bolesti, ale žádný vliv na dlouhodobý stav, na zvýšení svalové síly ani rozsahu pohybu. U Neurologických a lymfatických postižená nebyl nalezen žádný prokázaný vliv kinesiotapingu, z toho usuzují, že je třeba dalšího zkoumání.

Hops (2014) s kolektivem autorů poukazuje na málo důkazů o účincích kinesiotapingu na pohybový aparát, proto zkoumala vliv na proptiocepci kolenního kloubu u zdravých žen po fyzické aktivitě. Byla měřena propriocepce dvanácti žen bez použití tapu a po aplikaci a ženy absolvovaly třicetiminutovou chůzi do kopce po běžícím pásu. V propriocepce nebyl zjistitelný rozdíl s tapem a bez tapu, nicméně po třicetiminutové chůzi se projevila mediální deviace kolenních kloubů, která byla při použití kinesiotapu výrazně eliminována.

Slupik a Dwornik (2007) zkoumali fyziologický účinek kinesiotapingu na aktivitu m. vastus medialis. Skupina zahrnovala 27 zdravých osob, u nichž byl aplikován kinesiotape na podporu mediální hlavy m. quadriceps femoris, měření bylo zprostředkováno transdermálním EMG. Měření po 24 hodinách po umístění tapu ukázalo výrazný nárůst motorických jednotek a bioelektrické aktivity. Poté byl tape odstraněn a aktivita přetrvávala i po dalších 24 hodinách. Ovšem po 72 hodinách od aplikace tapu už byla aktivita opět nižší. To ukazuje, že účinek kinesiotapingu není tak dlouhodobý, jak se čekalo, ale krátkodobý vliv na svalovou aktivitu je značný.

Herrington (2005) zkoumal vliv kinesiotapinku na postavení pately a aktivitu m. vastus medialis obliquus a m. vastus lateralis. Výzkumný soubor představovalo 10 žen s normální EMG aktivitou a kinematikou kolenního kloubu, které absolvovaly test kráčení sestupně. Měření EMG u aktivity s kinesiotapem ukázalo snížení aktivity zmíněných svalů, dále došlo ke zmenšení maximální flexe kolene a úhlové rychlosti. Výsledky u zdravých jedinců ukazují, že kinesiotaping by mohl přinést pozitivní výsledky u pacientů s bolestí patelofemorálního kloubu.

3 CÍLE PRÁCE, VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Hlavním cílem práce bylo zjistit, zda bude pro pacienty po plastice předního zkříženého vazů přínosem užití kinesiotaingu ve smyslu zlepšení posturální stabilizace. Nebylo cílem porovnávat operované pacienty s neoperovanými, nýbrž porovnat odchylky měření před a po aplikaci kinesiotaingu, a tím prokázat nebo vyloučit jeho vliv na posturální stabilizaci stojné dolní končetiny během standardního provokačního testu posturální stabilizace na instabilní ploše.

Dále bylo předmětem zkoumání, zda ovlivní aplikace kinesiotaingu stav posturální stabilizace během hodinové cvičební jednotky.

Narušená stabilizace byla očekávána u operované DK, která byla porovnána s neoperovanou DK, u které mohla být stabilizace rovněž změněna vlivem několikátýdenního přetěžování.

3.2 Úkoly práce

1. Vymezení dané problematiky tématu
2. Rešeršní zpracování literárních zdrojů
3. Upřesnění metodiky práce
4. Výběr pacientů po plastice LCA dle zadaných kritérií v kapitole Výzkumný soubor a získání informovaného souhlasu.
5. Kineziologický rozbor pacientů před začátkem měření.
6. Aplikace facilitačního kinesiotaingu na m. vastus medialis a korekčního patelárního Kinesiotaingu.
7. Měření posturální stabilizace pacientů pomocí dynamické zkoušky na Posturomedu.
8. Zpracování výsledků z hodnot změřených a uchovaných programem MicroSwing 6.0.
9. Sepsání a zhodnocení daných výsledků

3.3 Hypotézy a vědecké otázky

Vědecké otázky

Jak významný bude rozdíl v naměřených hodnotách, které byly měřeny pomocí posturální somatooscilografie, u skupiny probandů po plastice LCA před a bezprostředně po nalepení příslušného kinesiotapingu?

Jak významný bude rozdíl v naměřených hodnotách, které byly měřeny pomocí posturální somatooscilografie operované DK před a po absolvování cvičební jednotky s nalepeným tapem nebo bez tapu?

Bude u operované končetiny snížena posturální stabilizace oproti neoperované?

H1 Předpoklad, že posturální stabilizace bude vyšší po aplikaci kinesiotapu než před ní (hladina významnosti 0,15).

H2 Předpoklad, že pozitivní rozdíl v posturální stabilizaci před a po hodinové cvičební jednotce absolvované s kinesiotapem bude vyšší než bez něho. (hladina významnosti 0,15)

H3 Předpoklad, že bude posturální stabilizace nižší u operované končetiny oproti neoperované (hladina významnosti 0,15).

4 METODIKA

Jde o pilotní studii, která má experimentálně-komparativní charakter, jelikož zkoumá skupinu probandů před a po intervenci za konstantních podmínek. Výzkumný soubor se zúčastnil série 5 měření, jejichž součástí byl test „3 kroky – stoj na jedné noze“ na labilní plošině Posturomed. Každá série zahrnovala měření obou dolních končetin, kdy druhá a třetí série byly s aplikovaným kinesiotapem na operovanou DK, ostatní bez aplikace. Proband byl testován v rozmezí pěti dnů pokaždé před a po cvičební jednotce. Výsledky sérií měření byly porovnávány mezi sebou a také ve vztahu operovaná/ neoperovaná.

4.1 Výzkumný soubor

Probandi byli vybíráni v Centru léčby pohybového aparátu, s.r.o. (dále jen CLPA), vzhledem ke specializaci tohoto pracoviště na rehabilitaci po plastikách LCA. Studie se zúčastnilo 10 probandů bez ohledu na pohlaví, jejichž věk byl od 22 do 36 let, byli 4 až 6 týdnů po výkonu a jejich BMI bylo v průměru 25 (+-4). Všichni probandi byli operováni technikou BTB štěpu (z ligamentum patellae).

Podmínkou na účasti bylo dobrovolné svolení pacientů a podepsání informovaného souhlasu. Pacienti před začátkem měření byli podrobena kineziologickému rozboru zaměřenému na stav pohybového aparátu, přičemž probandi museli splnit níže uvedená kritéria. Dále vyplnili dotazník aktuálního emočního ladění, díky kterému bylo sníženo riziko znehodnocení studie vlivem kolísavého psychického rozpoložení či únavy probandů (Jones, 2012). Žádný z vybraných probandů nedosáhl hraničních hodnot vylučující účast na studii. Jelikož jde o srovnávací studii, nebyla stanovena kontrolní skupina. Jedná se o porovnávání stavu probanda před a po intervenci, porovnávání jednotlivých dolních končetin a zhodnocení výsledků v rámci skupiny.

	Věk	Pohlaví	Výška	Váha	BMI
Proband 1	35	M	178	83	26,2
Proband 2	25	M	176	74	23,9
Proband 3	22	Ž	162	60	22,9
Proband 4	32	M	190	103	28,5
Proband 5	36	M	175	75	24,5
Proband 6	26	Ž	163	56	21,1
Proband 7	24	Ž	172	66	22,3
Proband 8	32	M	180	87	26,9
Proband 9	33	M	183	92	27,5
Proband 10	36	M	186	91	26,3
Průměr	30,1		176,5	78,7	25,3

Tab. 2: Antropometrická data probandů

Kritéria pro výběr probandů

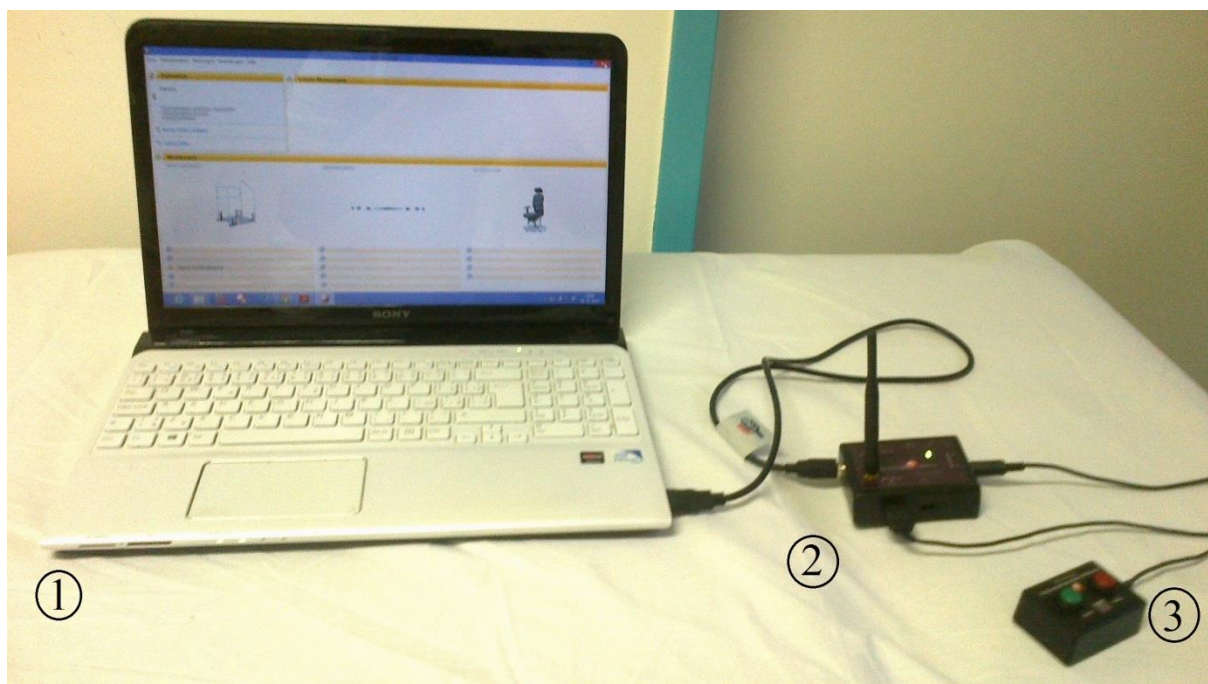
- vyloučení jiných úrazů v posledních 6 měsících
- vyloučení jiných operací v posledních 6 měsících
- nepřítomnost vestibulární léze a jiné poruchy rovnováhy
- negace předchozích operací kolenních kloubů
- minimální hybnost kolenních kloubů do flexe 100°
- plná hybnost kolenních kloubů do extenze
- neporušené hluboké, taktilní a diskriminační čítí
- nepřítomnost otoku kolenního kloubu
- absence nocicepce jizvy
- docházení na skupinová cvičení pro pacienty po plastice LCA v CLPA, skupinka „pokročilí“
- absolvování 5 a více terapií

4.2 Technické vybavení

Měření probíhalo na labilní ploše posturomed se zábradlím. Vespod plošiny byl přesně uprostřed umístěn akcelerometr typu A tak, aby byl anteroposteriorní pohyb snímán na osu Y, a laterolaterální pohyb na osu X. Akcelerometr byl spojen s Messboxem 120, který byl prostřednictvím USB rozlišení připojen k PC. Průběh měření zaznamenává program Microswing 6.0, přičemž měření na Posturomedu a test „3 kroky – stoj“ je přednastaveno v modu Stand-Schritt-Messung. Technické zařízení (kromě PC) včetně softwaru bylo od německé firmy Haider Bioswing a bylo zapůjčeno MUDr. Raševem.



Obr. 6: Posturomed



Obr. 7: Technické vybavení: 1 – PC, 2 – Messbox 120, 3 - spínač

4.3 Provedení testování

Samotné testování proběhlo na pracovišti CLPA, kde byli vybíráni probandi, kteří sem docházejí na pravidelné skupinové cvičení pro pokročilé pacienty po plastice LCA, která jsou určeny pro pacienty od 1. do 3. měsíce po výkonu.

Před začátkem měření vyplnili pacienti dotazník, informovaný souhlas a byli podrobeni kineziologickému rozboru zaměřenému především na funkci dolních končetin a posturální stabilitu. Díky tomuto se vyčlenilo 10 probandů splňující kritéria pro náš výzkum.

Předmětem měření bylo testování posturálním provokačním testem „3 kroky – stoj na jedné noze“ podle MUDr. Raševa metodou posturální somatooscilografie (pSOG). Tento test má za cíl navodit situaci, která je posturálně náročnější než běžné situace během dne, ale při chůzi je neustále se opakující (Rašev, 2011).

Test „3 kroky – stoj na jedné noze“

Test má 2 fáze, z nichž každá musí splňovat určité zákonitosti, aby byla zachována objektivita testování.

1) Fáze kráčení na místě

- nadzvednutí hrudního koše do středního postavení s vytvořením individuálně ideální thorakolumbální lordózy, vyrovnání trupu, aby břicho nebylo vyklenuté dopředu
- ramena sklopená dolů, popotažená dozadu, lopatky nepřitahovat
- klíčové body ramenních a pánevních pletenců zůstávají co nejklidnější a v horizontále
- špička nezatížené končetiny je během kráčení přitahována směrem dorzální flexe
- lýtko je udržováno neustále kolmo k zemi a vzdálenost paty od podložky je 10-15 cm v konečné fázi
- při návratu chodidla na Posturomed se plochy nejprve dotýká špička (Rašev, 2010)

2) Stoj na jedné noze

- SIAS a akromion obou stran vykazují tak malý bočný pohyb, jak je možné
- noha nezatížené je udržována ve středním postavení
- kyčelní kloub nezatížené DK je ve středním postavení, koleno nesmí překročit mediální rovinu (Rašev, 2010)

Zastavení na jedné DK slouží k hodnocení stabilizační schopnosti při zaujetí postury před začátkem lokomoce. Doba zastavení byla určena na 8 sekund. Po delší době by mohla nastoupit únava znehodnocující kvalitu měření a při kratším intervalu by nebylo možné dostatečně vyhodnotit kvalitu posturálního chování (Rašev, 2011).

Každý proband dostal nejprve instruktáž k požadovanému testu na pevné podložce. Ke správnému provedení testu bylo nutné, aby správně pochopil a motoricky zvládl všechny pohybové komponenty a výsledný cyklus jako celek. Dále musel dobře rozumět povelům testujícího a zvukovým signálům.

Po přesunu na Posturomed nejprve proband kráčel na místě 2 až 3 (dle motorické vybavenosti testovaného) minuty pro osvojení pohybového stereotypu na labilní plošině. Poté následovaly 3 přípravné tóny, po jejichž zaznění provedl první krok pravou DK a dále při frekvenci 0,8 Hz druhý a třetí krok, po kterém se zastavil ve stoji na pravé DK po dobu 8 sekund. Jelikož Posturomed nemůže snímat došlap, je k Messboxu připojen spínač. Zmáčknutím zeleného tlačítka registrujeme všechny tři kroky, po nichž začíná snímání stoje na jedné noze. Po vypršení 8sekundového intervalu opět uslyšel 3 přípravné tóny, po kterých vykročil tentokrát levou DK a provedl další 3 kroky stejnou frekvencí, po kterých zůstal stát na levé DK po dobu dalších 8 sekund. Celý cyklus se opakoval pětkrát, tudíž jedna série měření představovala pětkrát stoj na LDK a pětkrát stoj na PDK. Během testu se proband nesměl dotknout zábradlí, v případě ztráty rovnováhy či přílišného rozkmitání plošiny byl test přerušen a opakován (Rašev, 2011).

Celé testování představovalo 5 sérií měření. První proběhla před cvičební jednotkou bez použití tapu, druhá následovala s použitím tapu. Poté proband absolvoval cvičební jednotku s aplikovaným kinesiotapem bezprostředně po ní absolvoval třetí sérii. O pět dní později, tzn. při následné návštěvě skupinového cvičení, byl znovu testován, kdy čtvrtá a pátá série byly před a po cvičební jednotce, vždy bez užití tapu.

Cvičební jednotka byla pro všechny probandy stejná v rozsahu 60 minut. Zahrnovala 10 minut šlapání na rotopedu na střední zátěž, 10 minut šlapání na stepperu na střední zátěž, 10 minut protahování svalů DKK (hamstringy, adduktory, m. rectus femoris, m. triceps surae), 10 minut analytického posilování svalů DKK na posilovacích strojích (flexe, extenze kolenního kloubu), 20 minut posturální terapie na Posturomedu.

Pro aplikaci kinesiotapu byly zvoleny 2 techniky zároveň. Facilitační tape na m. vastus medialis s tahem přibližně 25-50% a nařazením měkkých tkání pod tapem pro lepší facilitaci (Rašev, 2014). Dále tape pro fixaci pately ve středním postavení s tahem přibližně 50-70%. Pro tuto techniku bylo podmínkou zhojení a fyziologická citlivost v okolí jizvy na ligamentum patellae (Kobrová, 2012). Probandi ponechají kinesiotape aplikován 3 dny od doby, kdy jim byl nalepen.

4.4 Analýza a zpracování dat

Předozadní a laterolaterální výkyvy plošiny byly přes Messbox 120 přenášeny do počítače a zaznamenávány programem Microswing 6.0, v módu Stand-Schritt-Messung určeném pro měření na Posturomedu. Dále byla 2D akcelerometrická data analyzována v programu Posturomed Commander 5.7 a exportována do Microsoft Office Excel. Každé měření představovalo 10 signálů v ose X (5 PDK + 5 LDK) a 10 signálů v ose Y (5 PDK + 5 LDK), tedy celkem 20 signálů. V programu Excel byly vyhotoveny potřebné tabulky a sloupcové grafy. Jednotlivé parametry byly statisticky zhodnoceny vždy pro celý výzkumný soubor, jelikož pro hodnocení každého probanda neposkytl Posturomed Commander dostatečné informace. Dále byl porovnáván vždy rozdíl skupiny dat pro operovanou a neoperovanou DK, bez aplikovaného kinesiotapu a hned po jeho aplikaci, před cvičením a po cvičení absolvovaném s aplikovaným kinesiotapem a bez aplikace. Pro zjištění významnosti rozdílů dvou výběrů byl použit dvouvýběrový nebo párový t-test. Pro dvouvýběrový t-test je nutný předpoklad, že rozptyly obou výběrů jsou shodné, což bylo potvrzeno F-testem. Pokud byly rozptyly výběrů rozdílné, byl využit t-test s nerovností rozptylů. T-test a F-test byly provedeny v programu XLSTAT. Běžně udávaná hladina významnosti 0,05 je výhodná pro větší výzkumný soubor. V našem případě, kde je výzkumný soubor relativně malý, navíc Posturomed Commander nezobrazuje chybu měření, proto můžeme za dostatečnou považovat hladinu významnosti 0,15.

4.4.1 Posturomed Commander

Program Posturomed Commander byl vyvinut Ing. Meleckým v rámci jeho diplomové práce (Melecký 2008) na ČVUT, Fakultě elektrotechnické, ve spolupráci s MUDr. Raševem. Jeho cílem bylo navrhnout metodu pro diagnostiku posturálních poruch. Pro tyto účely byl vyvinut speciální toolbox v programovém prostředí Matlab pro vizualizaci, analýzu, rozpoznání a klasifikaci posturálních dat. Pro posuzování posturální funkce hodnoceno metodou pSOG se mu podařilo prokázat 7 nezávislých parametrů:

- 1) Koeficient útlumu kmitů
- 2) Koeficient utlumené energie
- 3) Průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou
- 4) Souhrnný parametr krátkodobé stabilizace

- 5) Počet ustálení pod hranicí 10 %
- 6) Počet ustálení nad hranicí 15 %
- 7) Průměrná diference vůči ideální obálce

4.4.1.1 Popis jednotlivých parametrů (Melecký, 2008)

Parametr 1: Koeficient útlumu kmitů

Koeficient útlumu zachycuje schopnost posturálního stabilizačního systému ustálit stoj na jedné DK okamžitě po zastavení lokomoce. Lze ho vypočítat jako logaritmus podílu první amplitudy a aritmetického průměru druhé a třetí amplitudy dělený periodou. Dochází k vypočítání koeficientů útlumu kmitů pro první lokální maxima, 10 signálů pro osu X a 10 pro osu Y. Konečná hodnota koeficientu útlumu představuje aritmetický průměr těchto 20 hodnot. Pro tento parametr platí, že čím je hodnota vyšší, tím je stabilizace lepší.

Parametr 2: Koeficient utlumené energie Q

Koeficient utlumené energie udává poměr průměrné energie oscilátoru (člověk a Posturomed) vůči průměrné hodnotě energie utlumené během jedné periody. Z toho vyplývá, že čím více se spotřebuje energie, tím více se utlumila soustava a tím menší je výsledná hodnota. Proto u tohoto parametru platí, že čím je naměřená hodnota nižší, tím je stabilizace lepší.

Parametr 3: Průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou

Průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou udává hodnotu bodu ležícího na obálce, který se objevuje jako nejmenší hodnota amplitudy signálu. Hodnota tohoto bodu je vyjádřena v procentech vůči první maximální amplitudě. U tohoto parametru rovněž platí, že čím je hodnota nižší, tím je stabilizace lepší.

Parametr 4: Souhrnný parametr krátkodobé stabilizace

Souhrnný parametr krátkodobé stabilizace hodnotí průměrnou hodnotu nejmenších

amplitud signálu během osmiseskundového stoje. Hodnotí se výslednou známkou, která nabývá hodnot 1 = ideální stabilizace, 2 = mírná instabilita, 3 = silná instabilita.

- 1 – hodnota prvních minim signálu je pod 10 % maximální amplitudy
- 2 - hodnota prvních minim signálu je mezi 10 a 15 % maximální amplitudy
- 3 - hodnota prvních minim signálu nedosáhne ani na 15 % maximální amplitudy

V tomto parametru se vyhodnocuje 20 hodnot, z nichž se udělá aritmetický průměr. Platí, že čím je hodnota nižší, tím je stabilizace lepší.

Parametr 5: Počet ustálení pod hranicí 10 %

Počet ustálení pod hranicí 10 % ukazuje počet dosažených prvních minim signálu nacházejících se pod hranicí 10 % maximální amplitudy, během 10 měření pro osu X a 10 měření pro osu Y. Maximální možná hodnota jednoho datového souboru je tedy 20. Čím vyšší je hodnota tohoto parametru, tím je stabilizace lepší.

Parametr 6: Počet ustálení nad hranicí 15 %

Počet ustálení nad hranicí 15 % ukazuje počet dosažených prvních minim signálu nacházejících se nad hranicí 15 % maximální amplitudy, během 10 měření pro osu X a 10 měření pro osu Y. Maximální možná hodnota jednoho datového souboru je tedy 20. Čím nižší je hodnota tohoto parametru, tím je stabilizace lepší.

Parametr 7: Průměrná diference vůči ideální obálce

Ideální obálka je křivka spojující maximální body amplitudy oscilace. Průměrná diference vůči ideální obálce vychází z hodnot reálných, posturálně stabilních jedinců, jejichž naměřená data jsou v Posturomed Commander uchována. Její hodnota je absolutní hodnota rozdílu amplitud obálky naměřeného signálu a ideální obálky změřené při stabilizaci posturálně stabilních osob. Zde platí, že čím je hodnota parametru nižší, tím je stabilizace lepší.

4.4.1.2 Vor-Nach analýza

Program Posturomed Commander disponuje funkcí posouzení výsledků jednotlivých parametrů pacienta před a po terapii, tato funkce je označena jako Vor-Nach analýza. Panel Vor-Nach analýzy je navržen tak, aby uživatel mohl vlevo prohlížet parametry pacienta před terapií a vpravo parametry po terapii. Zadáním souborů měření před a po terapii se provede procentuální výpočet a posouzení jak se pacient zlepšil či zhoršil ve schopnosti stabilizace a to na základě každého parametru zvlášť. Výpočet procentuálního zlepšení či zhoršení se provádí vůči maximální hodnotě daného parametru z dat před terapií, kde se předpokládají horší výsledky (Melecký, 2008).

5 VÝSLEDKY

5.1 Zobrazení výsledků

Výsledky byly analyzovány v programu Posturomed Commander a ohodnoceny podle předdefinovaných výsledků posturálně stabilních pacientů do klasifikačních tříd. Dle intervalů jednotlivých parametrů je můžeme ohodnotit jako stabilní (1,0 – 1,4), mírně instabilní (1,5 – 2,4) a silně instabilní (2,5 – 3). Intervaly rozřazení výsledků do tříd jsou zobrazeny v následující tabulce.

Parametr	Stabilní	Mírně instabilní	Silně instabilní
Koeficient útlumu kmitů [s^{-1}]	1 a více	0,6 - 1	0 - 0,6
Koeficient utlumené energie	0 - 10,52	10,52 - 16,6	16,6 a více
Průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou [%]	0 - 13	13 - 21	21 a více
Souhrnný parametr krátkodobé stabilizace	0 - 1,55	1,55 - 1,95	1,95 a více
Počet ustálení pod hranicí 10 %	10 a více	5 - 10	0 - 5
Počet ustálení nad hranicí 15 %	0 - 2	2 - 6	6 a více
Průměrná diference vůči ideální obálce	0 - 44	44 - 75	75 a více

Tab. 3: intervaly pro rozřazení hodnot parametrů do tříd (Melecký, 2008)

V následujících deseti tabulkách jsou zobrazeny naměřené hodnoty klasifikované do tříd. Jedná se o 2D hodnoty pěti měření vždy pro operovanou a neoperovanou dolní končetinu v pro osy X-Y.

1. měření - bez kinesiotapu
2. měření - bezprostředně po aplikaci kinesiotapingu
3. měření - po absolvování cvičební jednotky s aplikovaným kinesiotapem
4. měření - před následující cvičební jednotkou bez kinesiotapu
5. měření - po absolvování cvičební jednotky bez kinesiotapu

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	1	2	1	2	3	1	2	1	1	1
Par 2	3	2	1	2	1	1	3	2	1	1
Par 3	1	3	2	1	3	3	3	2	1	2
Par 4	1	3	2	2	3	3	3	3	1	2
Par 5	2	3	3	3	3	3	3	3	2	3
Par 6	1	2	1	1	2	3	2	2	1	1
Par 7	3	3	3	2	3	3	3	3	2	3
Celková	1,7	2,6	1,9	1,9	2,6	2,4	2,7	2,3	1,3	1,9

Tab. 4: Operovaná DK – 1. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	2	3	1	1	1	1	2	1	1	1
Par 2	1	1	2	1	1	1	1	2	1	1
Par 3	2	3	1	1	3	3	3	2	1	3
Par 4	1	3	2	1	3	3	3	3	1	3
Par 5	2	3	3	2	3	3	3	3	2	3
Par 6	1	3	1	1	2	2	3	1	1	2
Par 7	2	3	2	2	3	3	3	3	2	3
Celková	1,6	2,7	1,7	1,3	2,3	2,3	2,6	2,1	1,3	2,3

Tab. 5: Neoperovaná DK – 1. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	1	1	1	2	3	2	1	1	1	1
Par 2	1	2	1	1	1	1	1	2	1	1
Par 3	1	3	1	2	3	3	3	2	1	2
Par 4	1	3	2	2	3	3	3	3	2	3
Par 5	2	3	3	2	3	3	3	3	3	3
Par 6	1	3	1	1	3	2	2	2	1	2
Par 7	2	3	2	2	3	3	3	3	3	3
Celková	1,3	2,6	1,6	1,7	2,7	2,4	2,3	2,3	1,7	2,1

Tab. 6: Operovaná DK – 2. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	2	1	1	1	2	2	1	1	2	1
Par 2	2	3	1	1	1	2	1	1	3	1
Par 3	1	3	1	2	3	2	2	2	1	3
Par 4	2	3	2	3	3	3	2	2	1	3
Par 5	2	3	3	3	3	3	3	3	2	3
Par 6	1	2	1	2	3	2	1	1	1	2
Par 7	2	3	2	2	3	3	3	3	3	3
Celková	1,7	2,6	1,9	1,9	2,6	2,4	2,7	2,3	1,3	1,9

Tab. 7: Neoperovaná DK – 2. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	1	2	1	2	1	2	1	1	1	1
Par 2	1	2	1	2	2	3	1	2	2	1
Par 3	1	2	1	2	3	2	1	2	1	2
Par 4	1	3	1	1	3	3	2	3	1	3
Par 5	2	3	2	2	3	3	3	3	2	3
Par 6	1	2	1	1	2	2	1	2	1	1
Par 7	1	2	2	2	3	3	2	2	2	3
Celková	1,1	2,3	1,3	1,7	2,4	2,6	1,6	2,1	1,4	2

Tab. 8: Operovaná DK – 3. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Par 2	2	1	2	1	2	2	1	2	1	2
Par 3	1	1	1	2	2	1	1	3	1	1
Par 4	2	1	1	3	2	1	1	3	2	2
Par 5	3	2	2	3	2	2	2	3	3	3
Par 6	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1
Par 7	2	2	2	2	3	3	2	2	2	3
Celková	1,9	1,3	1,4	1,9	1,9	1,6	1,3	2,3	1,6	1,9

Tab. 9: Neoperovaná DK – 3. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1
Par 2	2	3	2	1	1	1	2	2	2	1
Par 3	2	2	1	2	3	1	2	2	2	2
Par 4	3	3	2	3	3	2	2	2	2	2
Par 5	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3
Par 6	2	2	1	2	3	1	1	1	1	1
Par 7	2	2	3	2	3	3	3	3	3	3
Celková	2,3	2,4	1,9	2	2,4	1,6	2	2	2	1,9

Tab. 10: Operovaná DK – 4. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1
Par 2	1	3	1	3	1	2	1	2	1	3
Par 3	1	2	3	3	3	2	2	1	1	3
Par 4	2	2	2	2	3	3	3	1	2	3
Par 5	3	2	2	2	3	3	3	2	2	3
Par 6	2	1	1	1	2	2	1	1	1	2
Par 7	1	2	3	2	3	3	3	3	2	3
Celková	1,7	2	2	2,1	2,3	2,3	2	1,6	1,4	2,6

Tab. 11: Neoperovaná DK – 4. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	1	2	1	2	1	1	2	1	1	1
Par 2	2	2	1	2	2	1	2	1	2	1
Par 3	2	1	1	2	2	1	1	2	1	1
Par 4	3	1	2	3	3	2	1	1	1	2
Par 5	3	2	3	3	2	3	2	2	2	3
Par 6	2	1	2	2	3	2	1	1	1	1
Par 7	2	2	3	2	3	3	3	2	2	3
Celková	2,1	1,6	1,9	2,3	2,3	1,9	1,7	1,4	1,4	1,7

Tab. 12: Operovaná DK – 5. měření

	Prob1	Prob2	Prob3	Prob4	Prob5	Prob6	Prob7	Prob8	Prob9	Prob10
Par 1	1	2	1	1	1	1	1	3	1	1
Par 2	1	3	1	1	2	1	2	3	2	1
Par 3	3	1	2	1	3	2	1	1	1	3
Par 4	2	1	2	1	3	3	2	2	1	3
Par 5	3	2	3	2	3	3	2	3	2	3
Par 6	1	1	1	1	2	2	1	1	1	2
Par 7	2	2	2	2	3	3	3	2	2	3
Celková	1,9	1,7	1,7	1,3	2,4	2,1	1,7	2,1	1,4	2,3

Tab. 13: Neoperovaná DK – 5. měření

Již z těchto tabulek je patrné, jak se změnil celkové výsledky všech parametrů měření v různých případech, ať už jde o porovnání operované a neoperované dolní končetiny, porovnání měření před a po nalepení tapu, porovnání měření před a po cvičení a to v jednom případě s aplikovaným tapem, v druhém případě bez tapu. Také můžeme vidět, jak se změnila posturální stabilizace mezi prvním a posledním měřením. Nicméně porovnání klasifikačních tříd není dostatečným hodnotícím faktorem, proto jsem dále porovnal výsledky jednotlivých parametrů. Porovnání výsledků rozřazených do klasifikačních tříd nám může posloužit pro orientační zhodnocení.

V porovnání prvního měření bez kinesiometru a druhého bezprostředně po nalepení tapu došlo u operované DK ve čtyřech případech ke zlepšení, ve třech ke zhoršení a rovněž ve třech případech zůstal výsledek stejný (4:3:2). U neoperované končetiny byly výsledky výrazně horší, kdy pouze u dvou případů došlo ke zlepšení, u sedmi se stabilizace zhoršila a v jednom případě byla nezměněna (2:7:1).

Dalším předmětem zkoumání bylo, jak se změnil posturální stabilizace po cvičební jednotce vzhledem k měření před cvičením, s aplikovaným kinesiometrem, tedy druhé a třetí měření. U operované DK je zlepšení patrné, jelikož osm případů vykazuje

zlepšení posturální stabilizace, pouze jeden případ zhoršení a jeden případ zůstal nezměněn (8:1:1). O neoperované DK se zlepšilo pět výsledků, dva se zhoršily a tři případy zůstaly nezměněny (5:2:3).

Podobně jsem porovnal měření před a po cvičební jednotce, tentokrát bez aplikovaného kinesiotapu, tedy čtvrté a páté měření. Zde došlo opět častému výskytu zlepšení u operované DK, přesně sedm případů zlepšení, dva byly zhoršeny a jeden výsledek byl beze změny (7:2:1). U neoperované DK byl výsledek podobný, zlepšení nastalo u šesti případů, ve třech byla stabilizace zhoršena a jeden výsledek zůstal nezměněn (6:3:1).

Dále jsem se zaměřil, jak se posturální stabilizace změnila během měření, porovnal jsem tedy první a pátou sérii měření. U operované DK byl výsledek spíše pozitivní, kdy šestkrát byla hodnota zlepšena, u třech probandů došlo ke zhoršení a jednou zůstala hodnota stejná (6:3:1). Neutrálního hodnocení dosáhla neoperovaná DK, jelikož třikrát se hodnota zlepšila, třikrát zhoršila a ve čtyřech případech byla stejná jako na počátku měření (3:3:4).

Na závěr jsem ohodnotil jednotlivé končetiny mezi sebou, následně porovnal i v grafech. Vzhledem k objektivizaci jsem vybral k porovnání první, čtvrté a páté měření, kde není operovaná DK ovlivněna kinesiotapem. V prvním měření byla výrazněji stabilnější neoperovaná DK - v sedmi případech, operovaná končetina byla stabilnější ve dvou případech a v jednom případě obě DKK nevykazovaly rozdíl (7:2:1). Ve čtvrtém měření byla neoperovaná DK stabilnější pěti případech, operovaná DK ve čtyřech případech a v jednom případě byly obě DKK na stejné úrovni (5:4:1). V posledním pátém měření již byla neoperovaná DK stabilnější pouze ve třech případech, v pěti vykazovala lepší hodnoty operovaná DK a ve dvou případech se končetiny nelišily (3:5:2). Výsledky tedy naznačují stoupající tendenci posturální stabilizace operované dolní končetiny v průběhu měření, zatímco neoperovaná se zlepšuje jen mírně, nebo zachovává lineární tendenci.

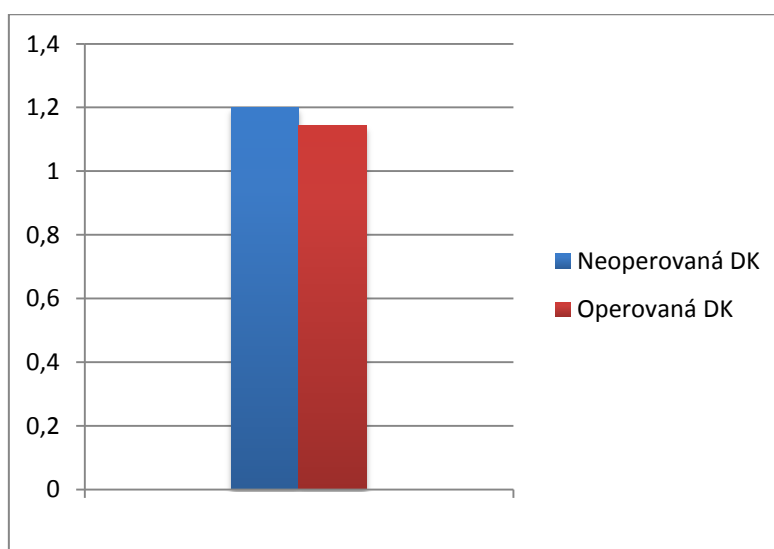
5.2 Hodnocení dle jednotlivých parametrů

5.2.1 Parametr 1: Koeficient útlumu kmitů

Operovaná versus neoperovaná

	Neoperovaná DK	Operovaná DK
Střední hodnota	1,201	1,144
Medián	1,205	1,105
Směrodatná odchylka	0,349	0,329
Minimální hodnota	0,55	0,51
Maximální hodnota	1,92	2,13

Tab. 14: Statistická data operované a neoperované DK - 1. parametr



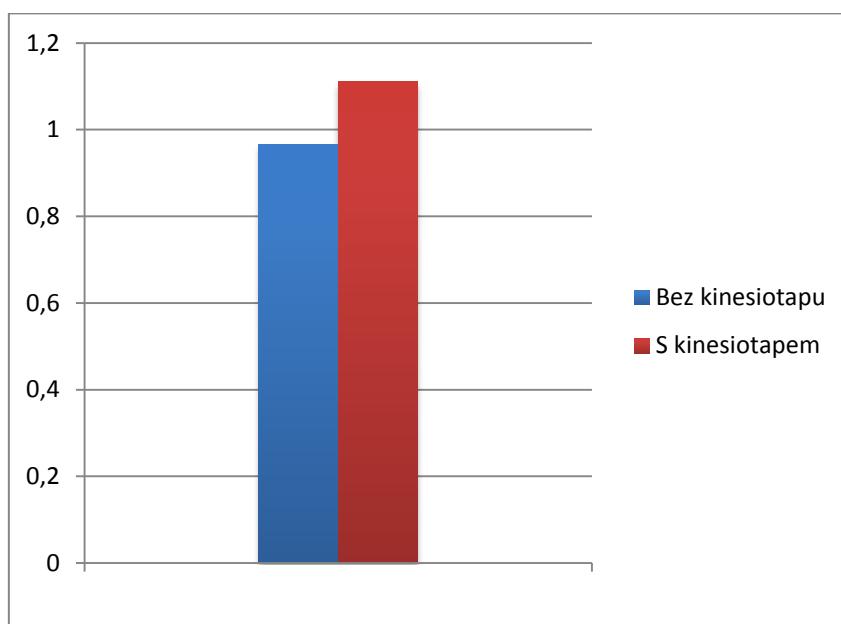
Graf 1: Grafické znázornění rozdílu operované a neoperované DK - 1. parametr

Jelikož u parametru 1 předpokládá vyšší hodnota vyšší stabilizaci, můžeme pozorovat, že o málo lepší posturální stabilizace byla u neoperované DK testovaného vzorku. Výpočet byl prováděn z naměřených hodnot prvního parametru u 1., 4. a 5. měření, tedy ta měření, kde nebyla operovaná DK ovlivněna kinesiotapem. Výsledek dvou výběrového t-testu ($p = 0,491$) neukazuje statisticky významný rozdíl mezi operovanou a neoperovanou DK pro první parametr.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiotapu

	Bez KT	S KT
Střední hodnota	0,971	1,11
Medián	0,99	1,125
Směrodatná odchylka	0,217	0,295
Minimální hodnota	0,51	0,66
Maximální hodnota	1,32	1,52

Tab. 15: Statistická data pro měření bez kinesiotapingu a po jeho aplikaci - 1. parametr



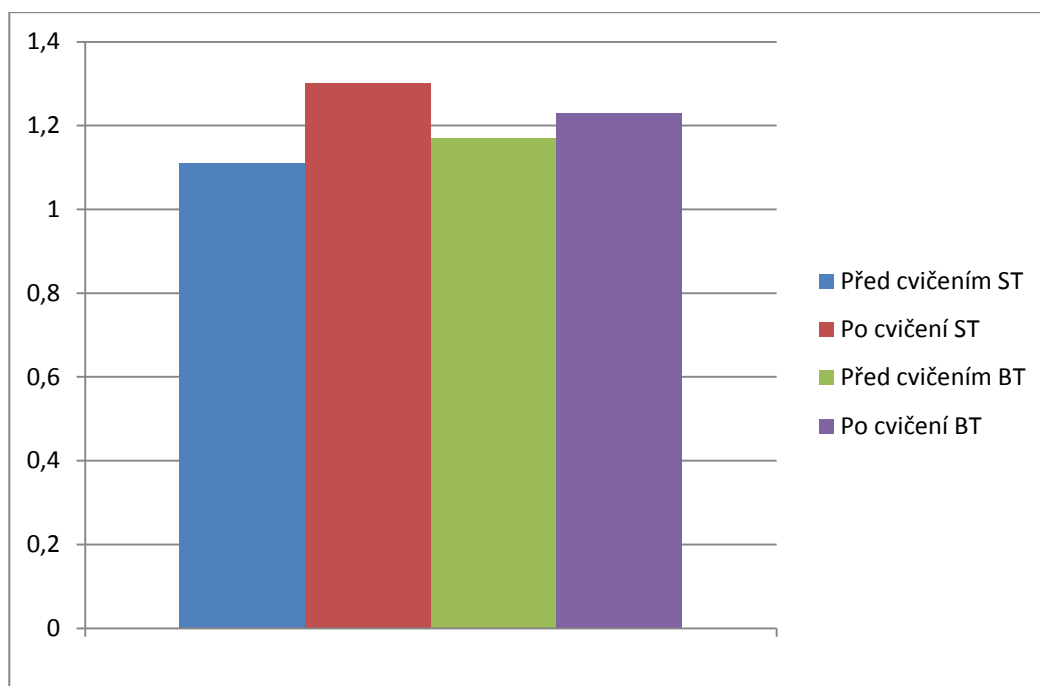
Graf 2: Grafické znázornění rozdílu měření bez kinesiotapingu a po jeho aplikaci - 1. parametr

Pro posouzení okamžitého vlivu kinesiotapingu jsem vybral hodnoty 1. a 2. měření pro operovanou DK, tedy měřeno bez kinesiotapu a následně hned po aplikaci kinesiotapu. Zde je rozdíl patrný s vyšší hodnotou, a tedy i lepší posturální stabilizací pro měření s aplikovaným kinesiotapem. Hodnota párového t-testu ($p = 0,06$) ukazuje na statisticky významný rozdíl.

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Před cvičením	Po cvičení	Před cvičením	Po cvičení
Střední hodnota	1,11	1,302	1,171	1,231
Medián	1,125	1,155	1,11	1,155
Směrodatná odchylka	0,295	0,373	0,368	0,280
Minimální hodnota	0,66	0,93	0,56	0,86
Maximální hodnota	1,52	2,13	1,89	1,78

Tab. 16: Statistická data posuzující rozdíl v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 1. parametr



Graf 3: Grafické znázornění rozdílu v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 1. parametr

Pro vliv kinesiotaingu na posturální stabilizaci při cvičení jsem vybral porovnání 2. a 3. měření a 4. a 5. měření, tedy před a po cvičení s aplikovaným kinesiotaingem a před a po cvičení bez použití kinesiotaingu, vždy pro operovanou dolní končetinu. Výsledky párového t-testu ukazují statisticky nevýznamný rozdíl v posturální stabilizaci před cvičením a po cvičení bez použití kinesiotaingu ($p =$

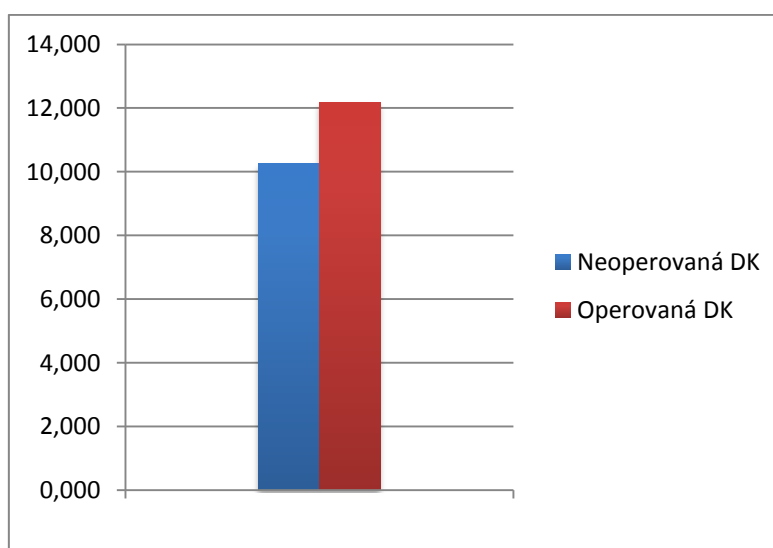
0,592), zatímco s aplikovaným kinesiotapem vykazují statisticky významný rozdíl ($p = 0,148$).

5.2.2 Parametr 2: Koefficient utlumené energie Q

Operovaná versus neoperovaná

	Neoperovaná DK	Operovaná DK
Střední hodnota	10,257	12,177
Medián	9,095	10,56
Směrodatná odchylka	4,369	6,366
Minimální hodnota	1,4	3,93
Maximální hodnota	21,43	29

Tab. 17: Statistická data operované a neoperované DK - 2. parametr



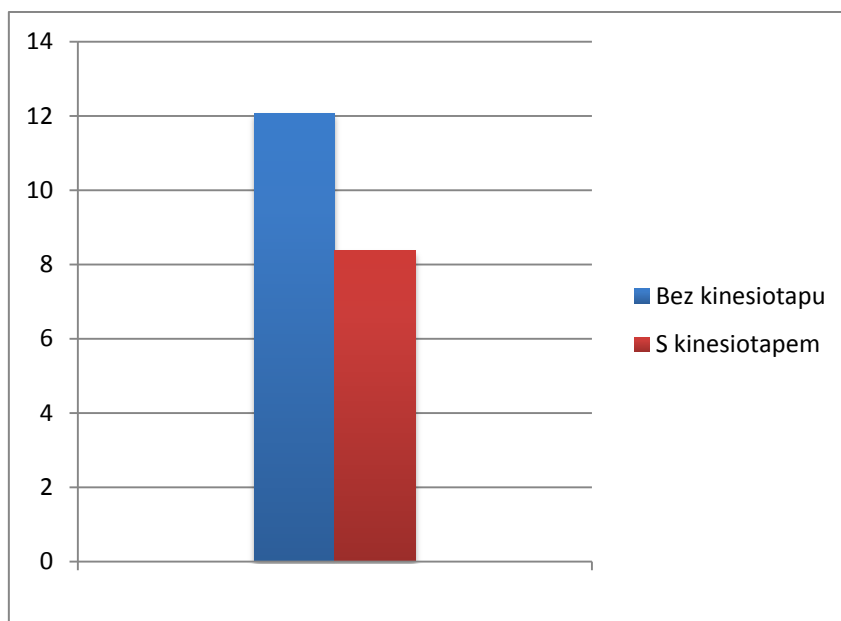
Graf 4: Grafické znázornění rozdílu operované a neoperované DK - 2. parametr

Jelikož u parametru 2 předpokládáme při nižší hodnotě vyšší stabilizaci, můžeme pozorovat, že lepší posturální stabilizace byla u neoperované DK testovaného vzorku a to jak v případě střední hodnoty, tak i minimální či maximální hodnoty. Výpočet byl prováděn z naměřených hodnot prvního parametru u 1., 4. a 5. měření, tedy ta měření, kde nebyla operovaná DK ovlivněna kinesiotapem. Výsledek dvou výběrového t-testu ($p = 0,197$) ukazuje statisticky významný rozdíl mezi operovanou a neoperovanou DK pro druhý parametr.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiopapru

	Bez KT	S KT
Střední hodnota	12,074	8,377
Medián	10,245	8,575
Směrodatná odchylka	7,913	1,826
Minimální hodnota	3,68	5,13
Maximální hodnota	29	11,22

Tab. 18: Statistická data pro měření bez kinesiopapru a po jeho aplikaci - 2. parametr



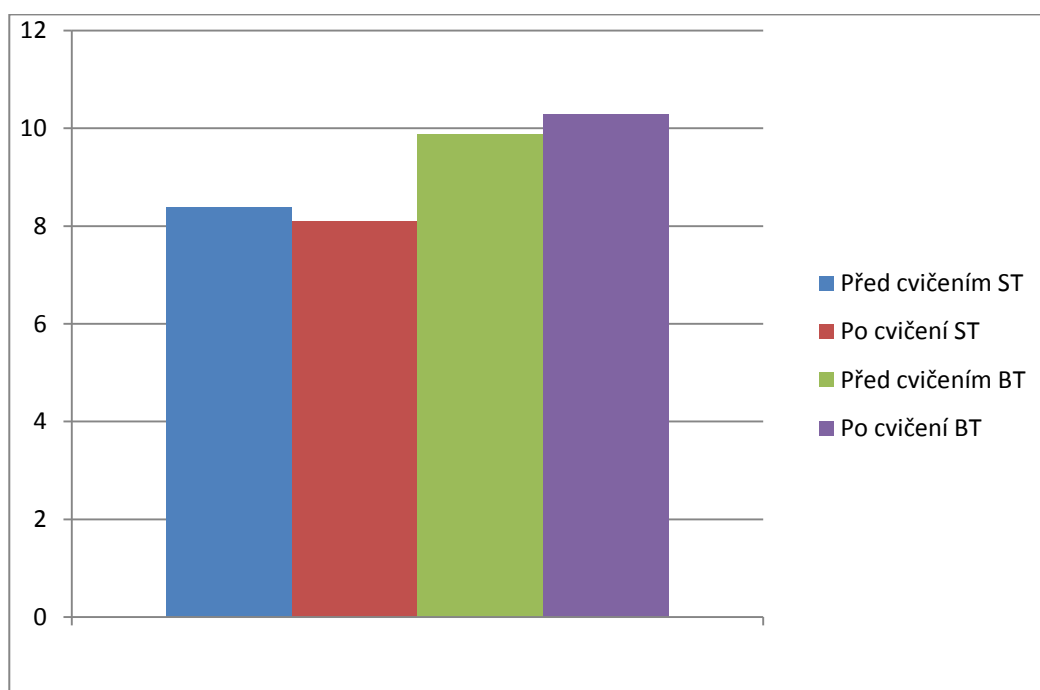
Graf 5: Grafické znázornění rozdílu měření bez kinesiopapru a po jeho aplikaci - 2. parametr

Pro posouzení okamžitého vlivu kinesiopapru jsem vybral hodnoty 1. a 2. měření pro operovanou DK, tedy měřeno bez kinesiopapru a následně hned po aplikaci kinesiopapru. Zde je patrný rozdíl, kdy je nižší střední hodnota, a tedy i lepší posturální stabilizace pro měření s aplikovaným kinesiopaprem. Hodnota párového t-testu ($p = 0,114$) ukazuje na statisticky významný rozdíl.

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Před cvičením	Po cvičení	Před cvičením	Po cvičení
Střední hodnota	8,377	8,093	9,876	10,281
Medián	8,575	8,615	10,43	10,15
Směrodatná odchylka	1,826	1,821	2,635	2,503
Minimální hodnota	5,13	3,64	3,61	5,65
Maximální hodnota	11,22	9,86	13,93	14,99

Tab.: 19 Statistická data posuzující rozdíl v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 2. parametr



Graf 6: Grafické znázornění rozdílu v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 2. parametr

Pro vliv kinesiotaingu na posturální stabilizaci při cvičení jsem vybral porovnání 2. a 3. měření a 4. a 5. měření, tedy před a po cvičení s aplikovaným kinesiotaingem a před a po cvičení bez použití kinesiotaingu, vždy pro operovanou dolní končetinu. Výsledky ukazují, že střední hodnota testovaných vzorků je vyšší, tedy stabilita nižší, u obou měření bez kinesiotaingu, navíc po cvičení je zde nepatrné zhoršení. Nicméně rozdíl před a po cvičení hodnocený párovým t-testem je v obou

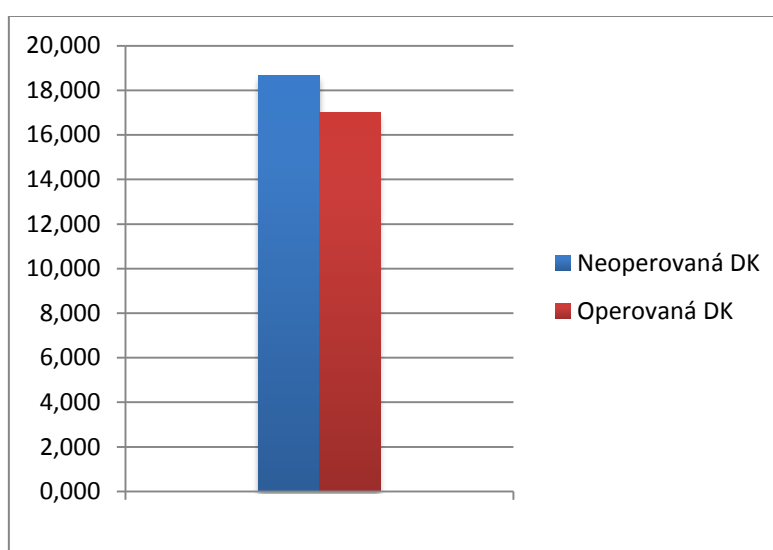
případech statisticky nevýznamný, $p = 0,704$ v případě s tapingem, $p = 0,276$ v případě bez tapingu.

5.2.3 Parametr 3: Průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou

Operovaná versus neoperovaná

	Neoperovaná DK	Operovaná DK
Střední hodnota	18,662	16,976
Medián	17,035	14,235
Směrodatná odchylka	8,050	7,276
Minimální hodnota	9,6	8,08
Maximální hodnota	42,19	34,06

Tab. 20: Statistická data operované a neoperované DK - 3. parametr



Graf 7: Grafické znázornění rozdílu operované a neoperované DK - 3. parametr

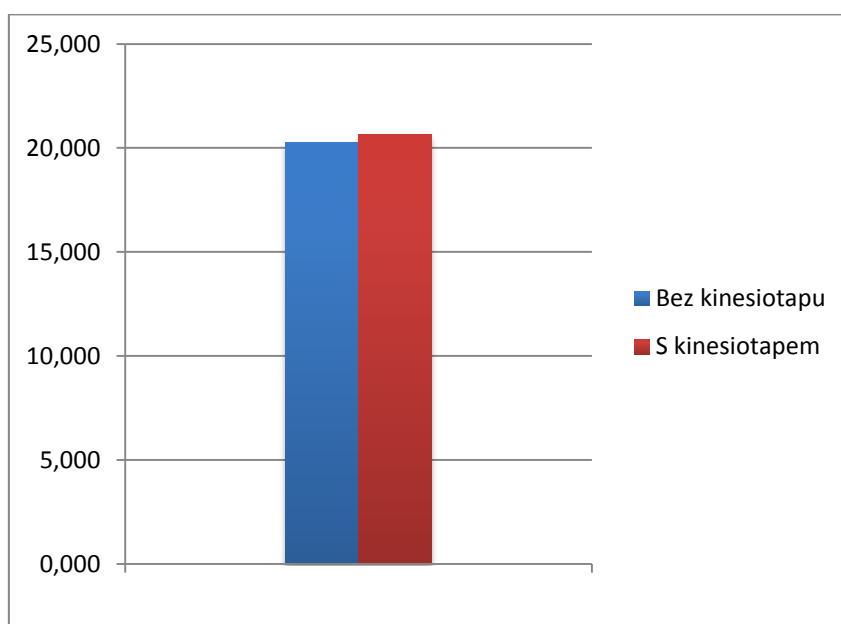
Jelikož u parametru 3 předpokládáme při nižší hodnotě vyšší stabilizaci, můžeme pozorovat, že lepší posturální stabilizace byla tentokrát u operované DK testovaného vzorku a to jak v případě střední hodnoty, tak i minimální či maximální hodnoty. Výpočet byl prováděn z naměřených hodnot prvního parametru u 1., 4. a 5. měření, tedy ta měření, kde nebyla operovaná DK ovlivněna kinesiotapem. Výsledek

dvou výběrového t-testu ($p = 0,419$) ukazuje, že rozdíl mezi operovanou a neoperovanou DK pro třetí parametr, je statisticky nevýznamný.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiotaupu

	Bez KT	S KT
Střední hodnota	20,244	20,650
Medián	16,31	20,345
Směrodatná odchylka	8,949	7,725
Minimální hodnota	11,12	10,44
Maximální hodnota	34,06	35,86

Tab. 21: Statistická data pro měření bez kinesiotaupu a po jeho aplikaci - 3. parametr



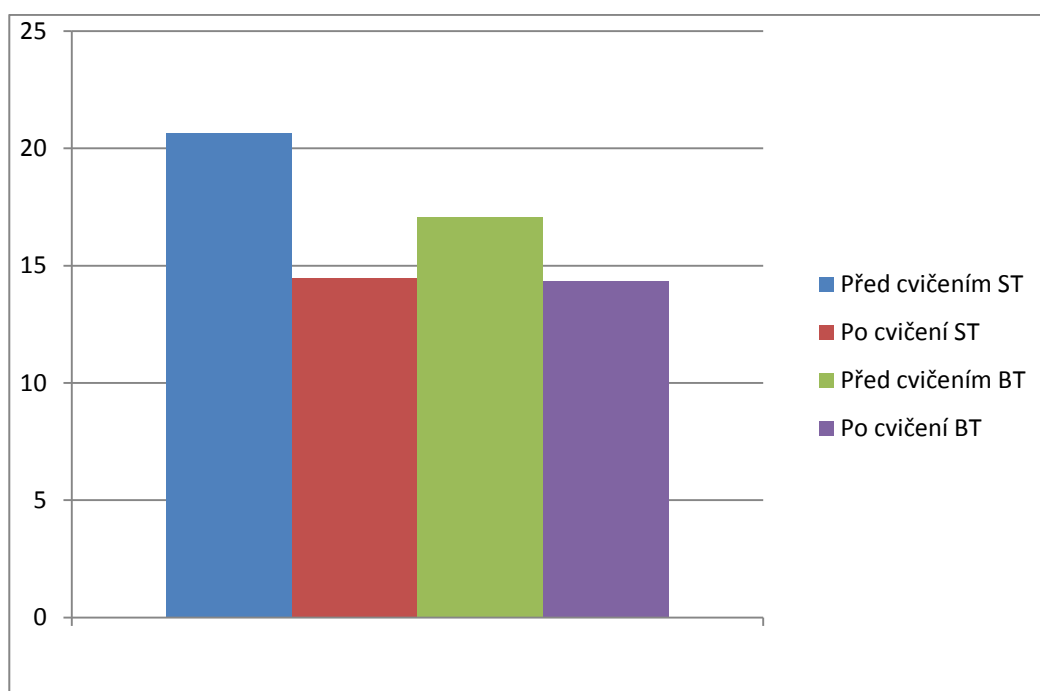
Graf 8: Grafické znázornění rozdílu měření bez kinesiotaupu a po jeho aplikaci - 3. parametr

Pro posouzení okamžitého vlivu kinesiotaupu byly použity hodnoty 1. a 2. měření pro operovanou DK, tedy měřeno bez kinesiotaupu a následně hned po aplikaci kinesiotaupu. Zde je můžeme pozorovat velmi nepatrně vyšší hodnotu, tedy horší stabilizaci u končetiny s aplikovaným kinesiotaupem. Minimální rozdíl mezi měřeními dokazuje i hodnota párového t-testu ($p = 0,821$).

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Před cvičením	Po cvičení	Před cvičením	Po cvičení
Střední hodnota	20,65	14,48	17,055	14,33
Medián	20,345	13,45	15,605	13,245
Směrodatná odchylka	7,725	3,692	3,848	3,040
Minimální hodnota	10,44	10,13	12,58	10,7
Maximální hodnota	35,86	22,46	22,96	19,71

Tab. 22: Statistická data posuzující rozdíl v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 3. parametr



Graf 9: Grafické znázornění rozdílu v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 3. parametr

Pro vliv kinesiotaingu na posturální stabilizaci při cvičení byla porovnávána 2. a 3. měření a 4. a 5. měření, tedy před a po cvičení s aplikovaným kinesiotaingem a před a po cvičení bez použití kinesiotaingu, vždy pro operovanou dolní končetinu. Výsledky ukazují, že rozdíl mezi měřeními je výraznější u cvičení s kinesiotaingem, nicméně

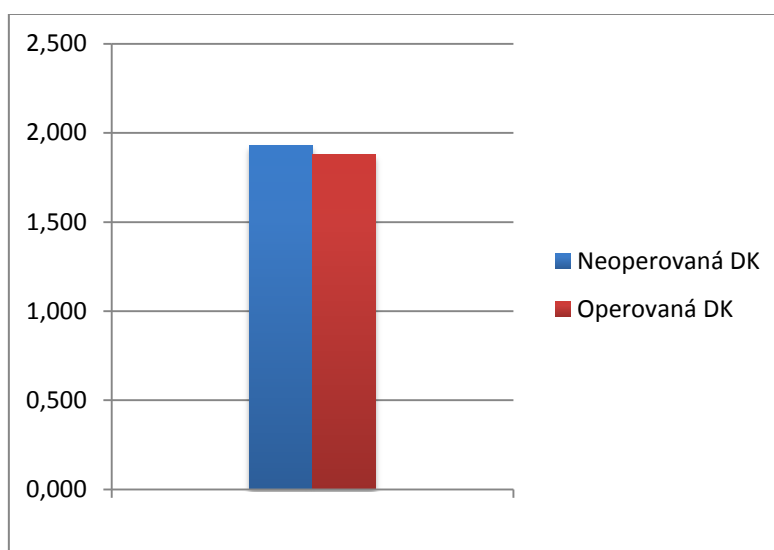
tendence zlepšení byla prokázána v obou případech. Hodnocení párovým t-testem ukazuje statisticky významné zlepšení jak po cvičení s kinesiotapecem ($p = 0,006$) tak po cvičení bez kinesiotapecu ($p = 0,024$).

5.2.4 Parametr 4: Souhrnný parametr krátkodobé stabilizace

Operovaná versus neoperovaná

	Neoperovaná DK	Operovaná DK
Střední hodnota	1,930	1,880
Medián	1,95	1,8
Směrodatná odchylka	0,393	0,404
Minimální hodnota	1,3	1,2
Maximální hodnota	2,7	2,7

Tab. 23: Statistická data operované a neoperované DK - 4. parametr



Graf 10: Grafické znázornění rozdílu operované a neoperované DK - 4. parametr

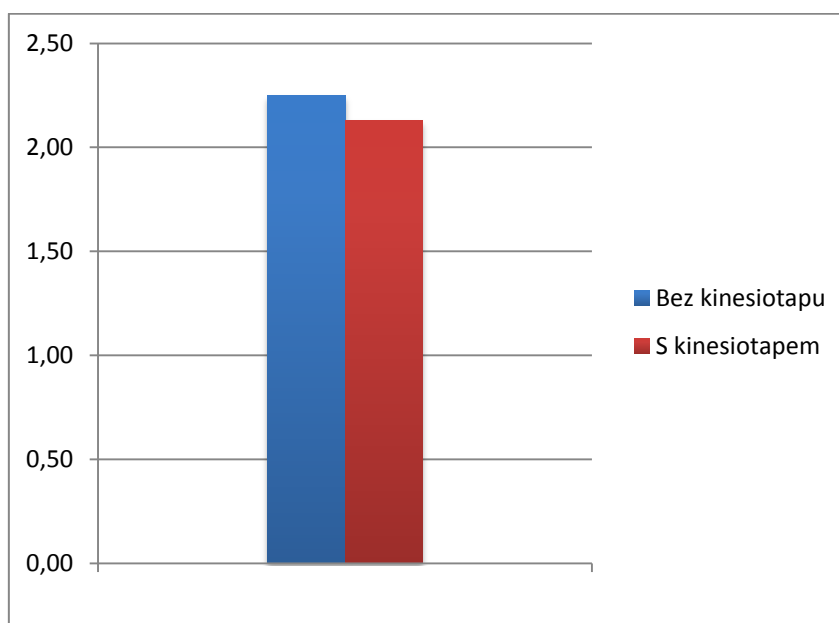
Jelikož u parametru 4 také předpokládáme při nižší hodnotě vyšší stabilizaci, můžeme pozorovat, že lepší posturální stabilizace byla opět u operované DK testovaného vzorku a to jak v případě střední, tak minimální hodnoty. Výpočet byl prováděn z naměřených hodnot prvního parametru u 1., 4. a 5. měření, tedy ta měření,

kde nebyla operovaná DK ovlivněna kinesiotapec. Výsledek dvou výběrového t-testu ($p = 0,589$) ukazuje, že rozdíl mezi operovanou a neoperovanou DK pro čtvrtý parametr, je statisticky nevýznamný.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiotapec

	Bez KT	S KT
Střední hodnota	2,25	2,13
Medián	2,4	2,2
Směrodatná odchylka	0,413	0,498
Minimální hodnota	1,5	1,3
Maximální hodnota	2,7	2,8

Tab. 24: Statistická data pro měření bez kinesiotapecu a po jeho aplikaci - 4. parametr



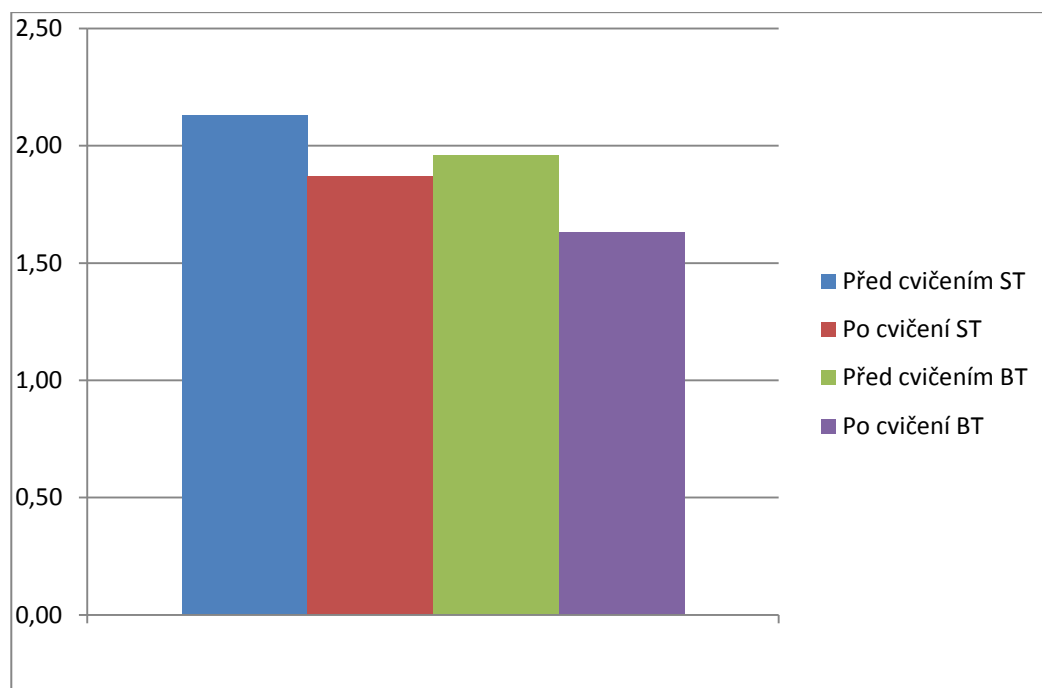
Graf 11: Grafické znázornění rozdílu měření bez kinesiotapecu a po jeho aplikaci - 4. parametr

Pro posouzení okamžitého vlivu kinesiotapecu byly použity hodnoty 1. a 2. měření pro operovanou DK, tedy měřeno bez kinesiotapecu a následně hned po aplikaci kinesiotapecu. Zde je nižší střední hodnota parametru, tedy lepší stabilizace u končetiny s aplikovaným kinesiotapecem. Zhodnocení párového t-testu ukazuje tento rozdíl jako statisticky významný ($p = 0,104$).

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Před cvičením	Po cvičení	Před cvičením	Po cvičení
Střední hodnota	2,13	1,92	1,96	1,63
Medián	2,2	2,05	1,85	1,5
Směrodatná odchylka	0,498	0,397	0,323	0,293
Minimální hodnota	1,3	1,3	1,6	1,2
Maximální hodnota	2,8	2,4	2,7	2,2

Tab. 25: Statistická data posuzující rozdíl v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 4. parametr



Graf 12: Grafické znázornění rozdílu v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 4. parametr

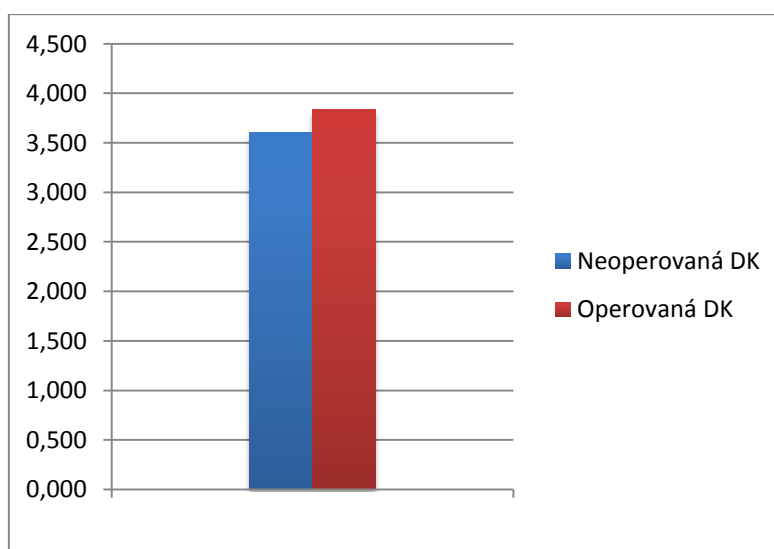
Pro vliv kinesiologie na posturální stabilizaci při cvičení byla porovnávána 2. a 3. měření a 4. a 5. měření, tedy před a po cvičení s aplikovaným kinesiologem a před a po cvičení bez použití kinesiologie, vždy pro operovanou dolní končetinu. Výsledky ukazují, že rozdíl mezi měřeními je výraznější po cvičení s kinesiologem, nicméně tendence zlepšení byla prokázána v obou případech. Hodnocení párovým t-testem ukazuje statisticky významné zlepšení jak po cvičení s kinesiologem ($p = 0,001$) tak po cvičení bez kinesiologie ($p = 0,057$).

5.2.5 Parametr 5: Počet ustálení pod hranicí 10 %

Operovaná versus neoperovaná

	Neoperovaná DK	Operovaná DK
Střední hodnota	3,600	3,833
Medián	4	4
Směrodatná odchylka	1,873	2,146
Minimální hodnota	0	0
Maximální hodnota	7	8

Tab.26: Statistická data operované a neoperované DK - 5. parametr



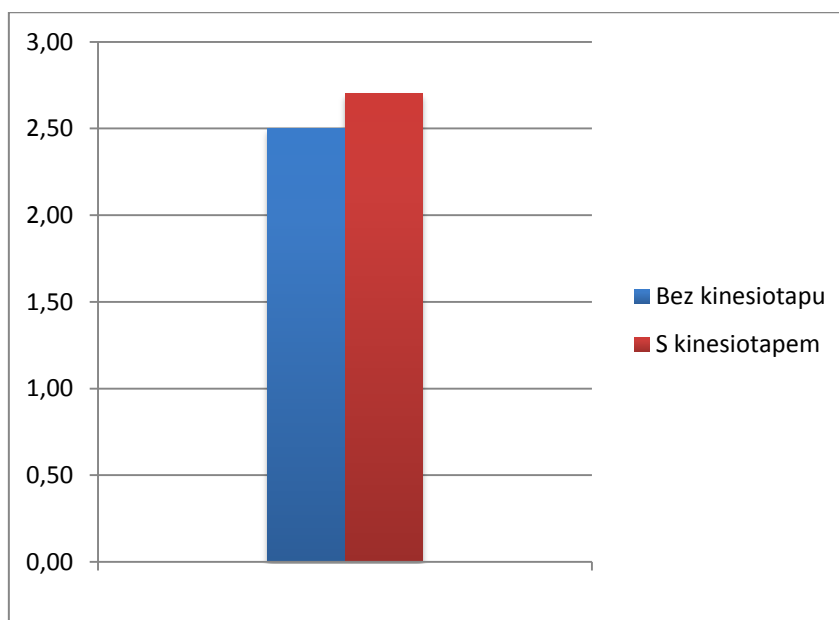
Graf 13: Grafické znázornění rozdílu operované a neoperované DK - 5. parametr

Jelikož u parametru 5 je při vyšší hodnotě lepší stabilizace, můžeme pozorovat, že vyšší střední hodnota a tedy i lepší posturální stabilizace byla opět u operované DK testovaného vzorku. Výpočet byl prováděn z naměřených hodnot prvního parametru u 1., 4. a 5. měření, tedy ta měření, kde nebyla operovaná DK ovlivněna kinesiotapecem. Výsledek dvou výběrového t-testu ($p = 0,613$) ukazuje, že rozdíl mezi operovanou a neoperovanou DK pro pátý parametr, je statisticky nevýznamný.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiotapecu

	Bez KT	S KT
Střední hodnota	2,50	2,70
Medián	2	2
Směrodatná odchylka	1,910	2,610
Minimální hodnota	0	0
Maximální hodnota	6	8

Tab. 27: Statistická data pro měření bez kinesiotapecu a po jeho aplikaci - 5. parametr



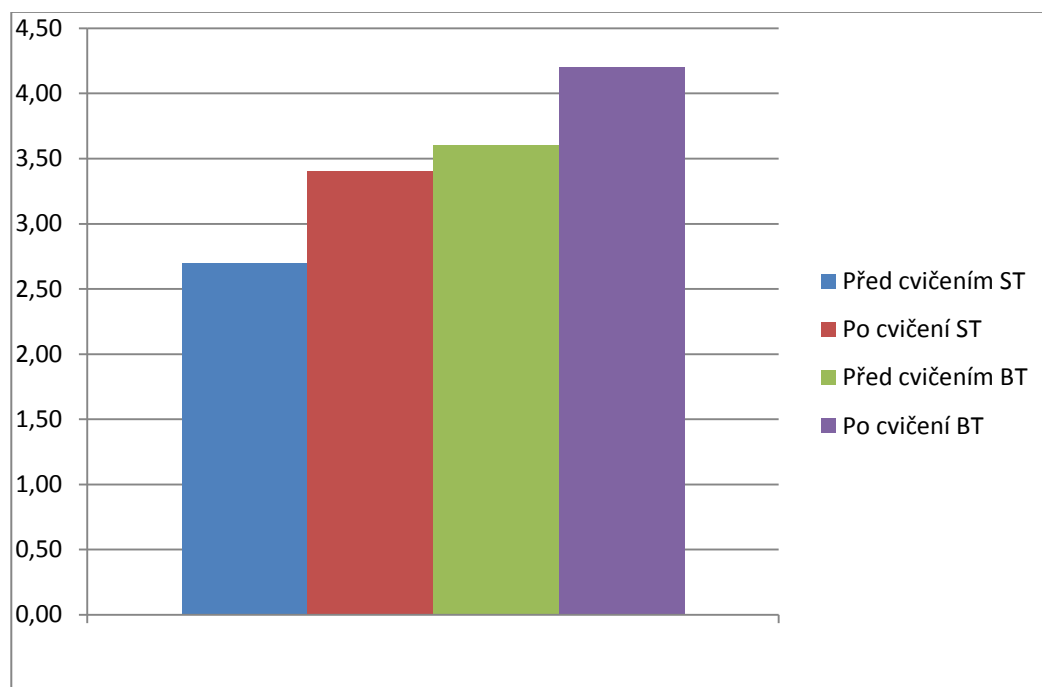
Graf 14: Grafické znázornění rozdílu měření bez kinesiotapecu a po jeho aplikaci - 5. parametr

Pro posouzení okamžitého vlivu kinesiotaingu byly použity hodnoty 1. a 2. měření pro operovanou DK, tedy měřeno bez kinesiotaingu a následně hned po aplikaci kinesiotaingu. Zde je vyšší střední hodnota parametru, tedy lepší stabilizace u končetiny s aplikovaným kinesiotaingem. Zhodnocení párového t-testu ovšem ukazuje tento rozdíl jako statisticky nevýznamný ($p = 0,678$).

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Před cvičením	Po cvičení	Před cvičením	Po cvičení
Střední hodnota	2,70	3,40	3,60	4,20
Medián	2	2,5	3,5	4,5
Směrodatná odchylka	2,610	2,289	1,428	1,166
Minimální hodnota	0	0	1	2
Maximální hodnota	8	7	6	6

Tab. 28: Statistická data posuzující rozdíl v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 5. parametr



Graf 15: Grafické znázornění rozdílu v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 5. parametr

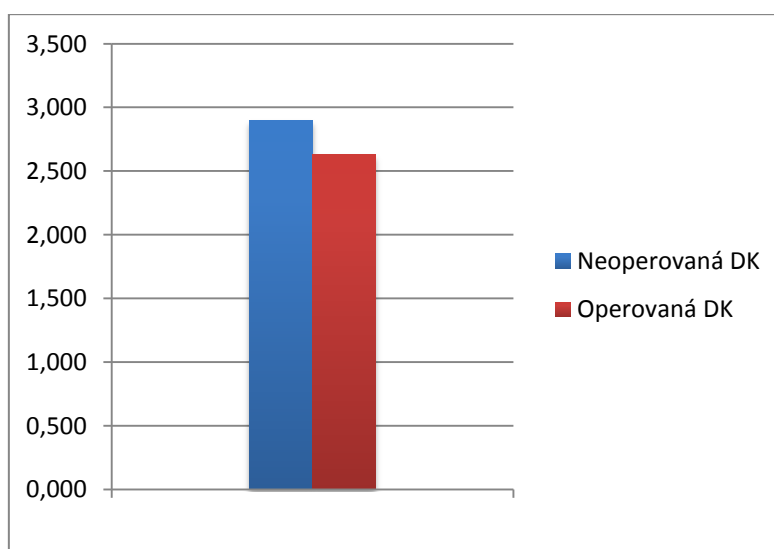
Pro vliv kinesiologie na posturální stabilizaci při cvičení byla porovnávána 2. a 3. měření a 4. a 5. měření, tedy před a po cvičení s aplikovaným kinesiologem a před a po cvičení bez použití kinesiologie, vždy pro operovanou dolní končetinu. Výsledky ukazují, že v tomto parametru byla neustálá stoupající tendence středních hodnot, tudíž i po cvičení byla stabilizace lepší v případě s kinesiologem i bez použití. Hodnocení párovým t-testem ukazuje statisticky významné zlepšení po cvičení s kinesiologem ($p = 0,141$), zatímco cvičení bez kinesiologie nepřineslo statisticky významnou změnu ($p = 0,260$).

5.2.6 Parametr 6: Počet ustálení nad hranicí 15 %

Operovaná versus neoperovaná

	Neoperovaná DK	Operovaná DK
Střední hodnota	2,900	2,633
Medián	2,5	2
Směrodatná odchylka	2,271	2,152
Minimální hodnota	0	0
Maximální hodnota	8	7

Tab.29: Statistická data operované a neoperované DK - 6. parametr



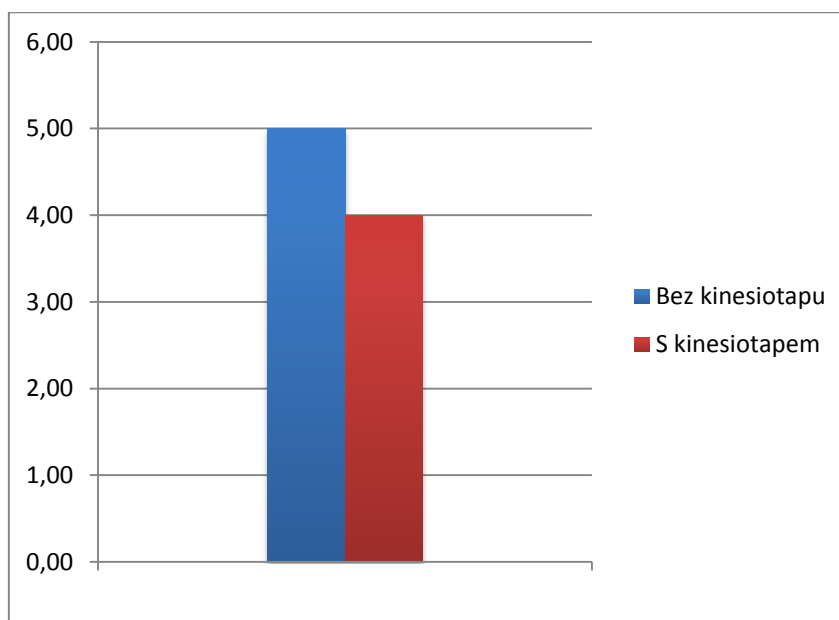
Graf 16: Grafické znázornění rozdílu operované a neoperované DK - 6. parametr

Jelikož u parametru 6 je při nižší hodnotě lepší stabilizace, můžeme pozorovat, že nižší střední hodnota a tedy i lepší posturální stabilizace byla opět u operované DK testovaného vzorku. Výpočet byl prováděn z naměřených hodnot prvního parametru u 1., 4. a 5. měření, tedy ta měření, kde nebyla operovaná DK ovlivněna kinesiotapecem. Výsledek dvou výběrového t-testu ($p = 0,634$) ovšem ukazuje, že rozdíl mezi operovanou a neoperovanou DK pro šestý parametr, je statisticky nevýznamný.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiotapecu

	Bez KT	S KT
Střední hodnota	5,00	4,00
Medián	5	4
Směrodatná odchylka	1,414	2,530
Minimální hodnota	3	1
Maximální hodnota	7	8

Tab. 30: Statistická data pro měření bez kinesiotapecu a po jeho aplikaci - 6. parametr



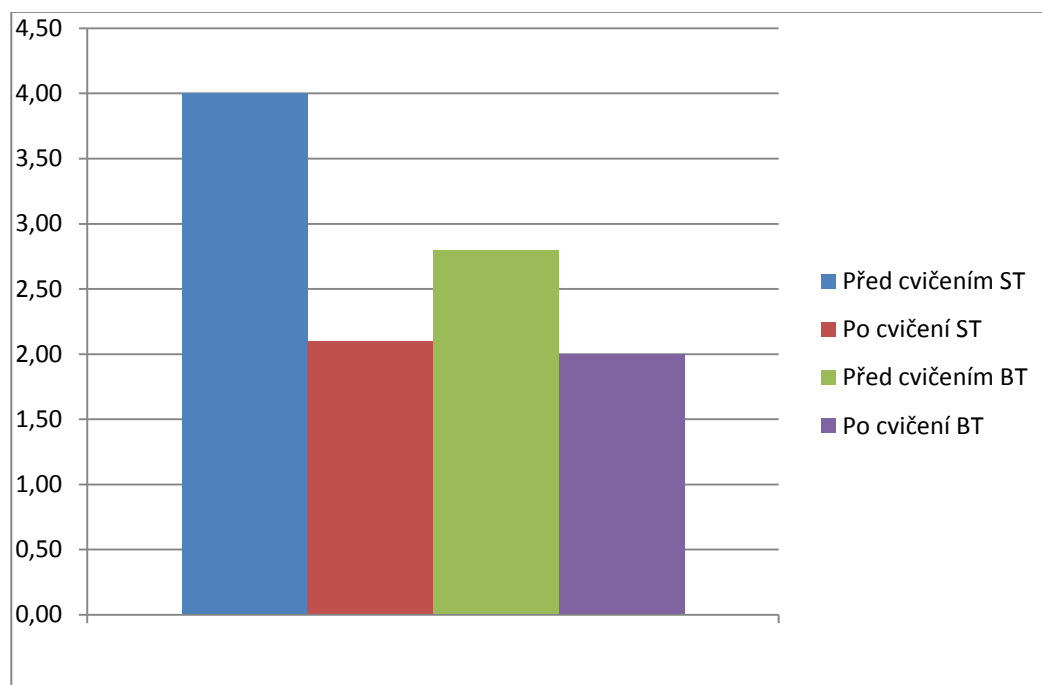
Graf 17: Grafické znázornění rozdílu měření bez kinesiotapecu a po jeho aplikaci - 6. parametr

Pro posouzení okamžitého vlivu kinesiotaingu byly použity hodnoty 1. a 2. měření pro operovanou DK, tedy měřeno bez kinesiotaingu a následně hned po aplikaci kinesiotaingu. Zde je nižší střední hodnota parametru, tedy lepší stabilizace u končetiny s aplikovaným kinesiotaingem. Zhodnocení párového t-testu ukazuje tento rozdíl jako statisticky významný ($p = 0,138$).

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Před cvičením	Po cvičení	Před cvičením	Po cvičení
Střední hodnota	4,00	2,10	2,80	2,00
Medián	4	2	2	2
Směrodatná odchylka	2,530	1,758	1,833	1,183
Minimální hodnota	1	0	1	1
Maximální hodnota	8	5	7	5

Tab. 31: Statistická data posuzující rozdíl v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 6. parametr



Graf 18: Grafické znázornění rozdílu v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 6. parametr

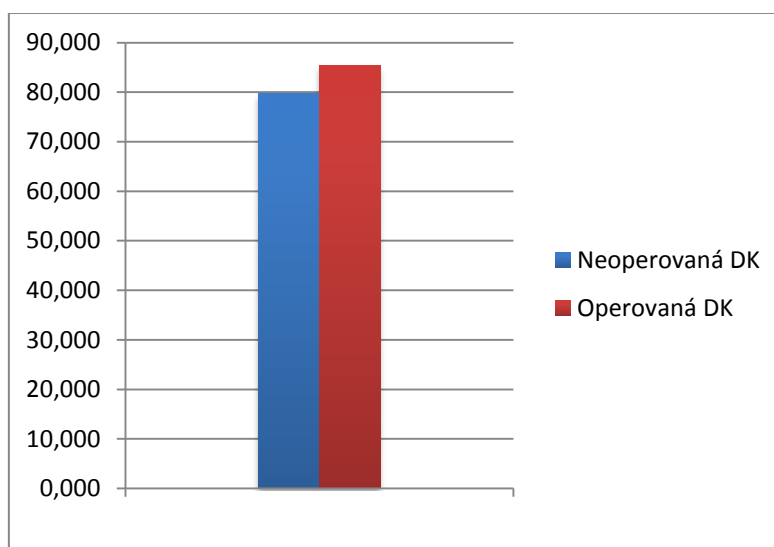
Pro vliv kinesiologie na posturální stabilizaci při cvičení byla porovnávána 2. a 3. měření a 4. a 5. měření, tedy před a po cvičení s aplikovaným kinesiologem a před a po cvičení bez použití kinesiologie, vždy pro operovanou dolní končetinu. Výsledky ukazují, že v tomto parametru bylo vždy po cvičení vykázáno snížení střední hodnoty, tzn. zlepšení stabilizace. Hodnocení párovým t-testem ukazuje statisticky významné zlepšení po cvičení s kinesiologem ($p = 0,002$), zatímco cvičení bez kinesiologie nepřineslo statisticky významný rozdíl ($p = 0,235$).

5.2.7 Parametr 7: Průměrná diference vůči ideální obálce

Operovaná versus neoperovaná

	Neoperovaná DK	Operovaná DK
Střední hodnota	79,777	85,299
Medián	79,625	82,65
Směrodatná odchylka	22,844	21,499
Minimální hodnota	42,79	53,83
Maximální hodnota	146,72	141,51

Tab.32: Statistická data operované a neoperované DK - 7. parametr



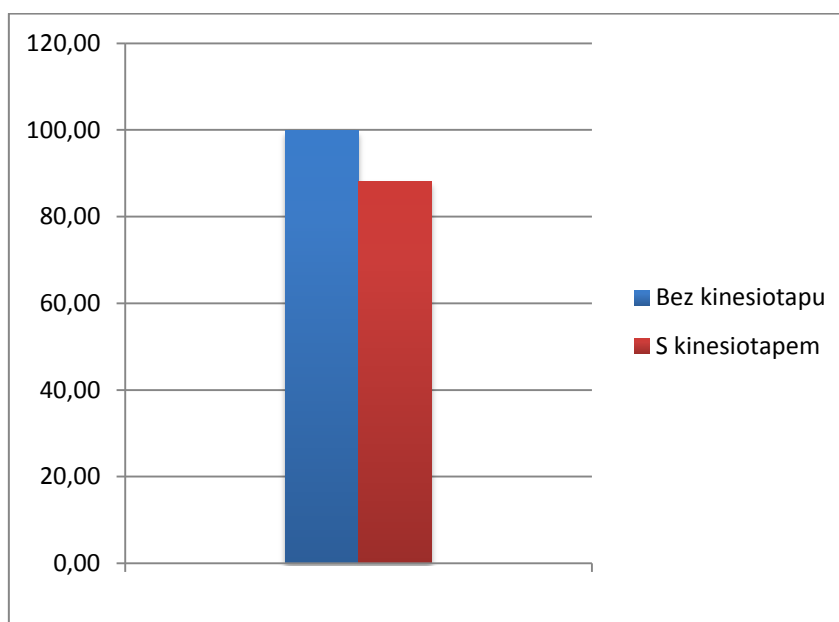
Graf 19: Grafické znázornění rozdílu operované a neoperované DK - 7. parametr

Jelikož u parametru 7 je při také nižší hodnotě lepší stabilizace, můžeme pozorovat, že nižší střední hodnota a tedy i lepší posturální stabilizace byla tentokrát u neoperované DK testovaného vzorku. Výpočet byl prováděn z naměřených hodnot prvního parametru u 1., 4. a 5. měření, tedy ta měření, kde nebyla operovaná DK ovlivněna kinesiotapem. Výsledek dvou výběrového t-testu ($p = 0,186$) ukazuje, že rozdíl mezi operovanou a neoperovanou DK pro sedmý parametr, je statisticky významný.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiotapu

	Bez KT	S KT
Střední hodnota	99,86	88,01
Medián	94,62	81,3
Směrodatná odchylka	11,585	26,291
Minimální hodnota	85,26	52,19
Maximální hodnota	121,55	133,84

Tab. 33: Statistická data pro měření bez kinesiotapingu a po jeho aplikaci - 7. parametr



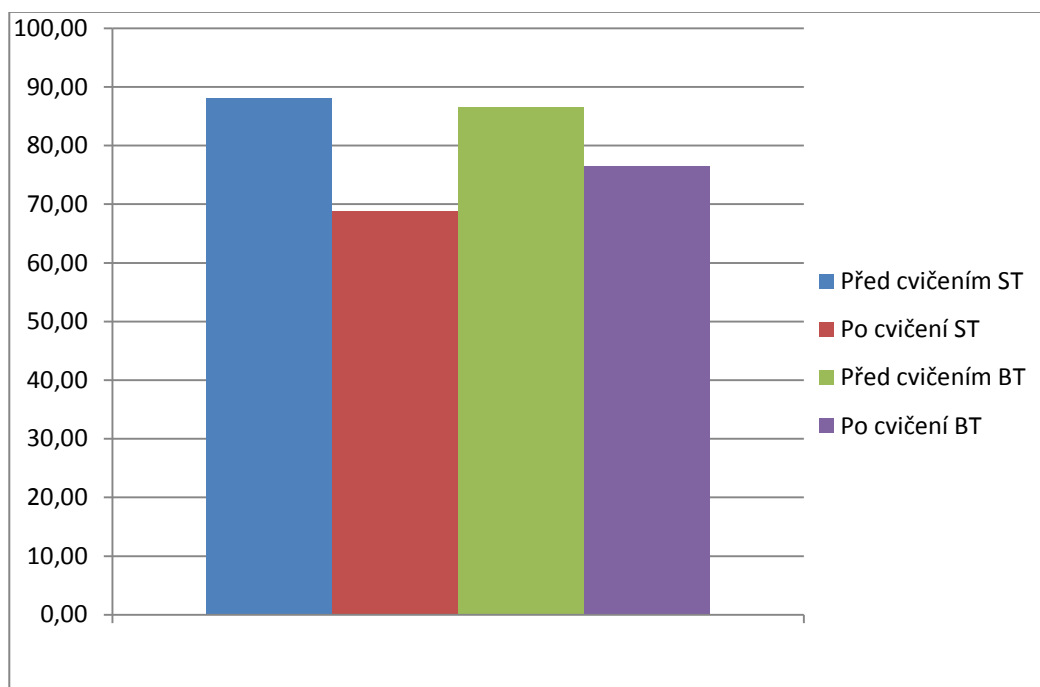
Graf 20: Grafické znázornění rozdílu měření bez kinesiotapingu a po jeho aplikaci - 7. parametr

Pro posouzení okamžitého vlivu kinesiotaingu byly použity hodnoty 1. a 2. měření pro operovanou DK, tedy měřeno bez kinesiotaingu a následně hned po aplikaci kinesiotaingu. Zde je nižší střední hodnota parametru, tedy lepší stabilizace u končetiny s aplikovaným kinesiotaingem. Zhodnocení párového t-testu ukazuje tento rozdíl jako statisticky významný ($p = 0,083$).

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Před cvičením	Po cvičení	Před cvičením	Po cvičení
Střední hodnota	88,01	68,80	86,57	76,47
Medián	81,3	67,06	83,875	76,355
Směrodatná odchylka	26,291	19,404	27,005	12,417
Minimální hodnota	52,19	40,99	45,11	58,86
Maximální hodnota	133,84	103,83	141,51	105,29

Tab. 34: Statistická data posuzující rozdíl v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 7. parametr



Graf 21: Grafické znázornění rozdílu v měření před a po cvičení bez použití kinesiotaingu a s aplikací - 7. parametr

Pro vliv kinesiologie na posturální stabilizaci při cvičení byla porovnávána 2. a 3. měření a 4. a 5. měření, tedy před a po cvičení s aplikovaným kinesiologem a před a po cvičení bez použití kinesiologie, vždy pro operovanou dolní končetinu. Výsledky ukazují, že v tomto parametru bylo pokaždé po cvičení vykááno snížení střední hodnoty, tzn. zlepšení stabilizace. Hodnocení párovým t-testem ukazuje statisticky významné zlepšení po cvičení s kinesiologem ($p = 0,000$) a dokonce stoprocentně vyvrací nulovou hypotézu, zatímco cvičení bez kinesiologie nepřineslo statisticky významný rozdíl ($p = 0,226$).

5.3 Shrnutí výsledků

Operovaná versus neoperovaná

	Statisticky významný rozdíl	Lepší posturální stabilizace u DK
1. parametr	NE	Neoperovaná
2. parametr	NE	Neoperovaná
3. parametr	NE	Operovaná
4. parametr	NE	Operovaná
5. parametr	NE	Operovaná
6. parametr	NE	Operovaná
7. parametr	NE	Neoperovaná

Tab. 35: Shrnutí výsledků - operované a neoperované DK

V tabulce můžeme vidět, že v žádném z parametrů nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi oběma dolními končetinami. Ve třech parametrech byla statisticky nevýznamně lepší posturální stabilizace u neoperované DK. Ve většině parametrů se však ukázal trend lepší posturální stabilizace u neoperované DK, přestože se ukázal jako statisticky nevýznamný. Z toho plyne, že nemůžeme jednoznačně určit, u které dolní končetiny bude v definované fázi léčby posturální stabilizace lepší či horší.

Okamžitá změna posturální stabilizace po aplikaci kinesiotapu

	Statisticky významný rozdíl	Lepší posturální stabilizace
1. parametr	ANO	s KT
2. parametr	ANO	s KT
3. parametr	NE	bez KT
4. parametr	ANO	s KT
5. parametr	NE	s KT
6. parametr	ANO	s KT
7. parametr	ANO	s KT

Tab. 36: Shrnutí výsledků porovnání měření před a po aplikaci kinesiotapu

Z tabulky lze vyčíst, že okamžitě po aplikaci kinesiotapu byl trend zlepšení posturální stabilizace, kdy pouze jeden parametr zaznamenal zhoršení, nebyl zde však prokázán statisticky významný rozdíl. Naopak ve zbylých parametrech bylo prokázáno zlepšení hodnot, kde pět ze šesti parametrů vykázalo statisticky významné zlepšení.

Rozdíl v posturální stabilizaci před a po cvičební jednotce absolvované s a bez kinesiotaingu

	S kinesiotaingem		Bez kinesiotaingu	
	Statisticky významný rozdíl	Před/Po	Statisticky významný rozdíl	Před/Po
1. parametr	ANO	Zlepšení	NE	Zlepšení
2. parametr	NE	Zlepšení	NE	Zhoršení
3. parametr	ANO	Zlepšení	ANO	Zlepšení
4. parametr	ANO	Zlepšení	ANO	Zlepšení
5. parametr	ANO	Zlepšení	NE	Zlepšení
6. parametr	ANO	Zlepšení	NE	Zlepšení
7. parametr	ANO	Zlepšení	NE	Zlepšení

Tab. 37: Shrnutí výsledků před a po cvičení s a bez aplikovaného kinesiotaingu

Výsledky ukazují na trend, že dochází ke zlepšení výsledků posturální stabilizace po absolvování cvičební jednotky, jelikož pouze v jednom ze 14 případů bylo vykázáno zhoršení hodnoty, a to bez použití kinesiotaingu, ne však statisticky významné. Lepších výsledků dosahoval výzkumný soubor s aplikovaným kinesiotaingem, jelikož krom jednoho parametru vždy došlo ke statisticky významnému zlepšení hodnoty parametru pro posouzení posturální stabilizace. To je výrazný rozdíl, jelikož u měření bez kinesiotaingu se statisticky významná rozdílnost vyskytovala pouze u dvou parametrů.

6 DISKUZE

Ve své práci jsem se rozhodl hodnotit, jak dokáže kinesiotalping změnit schopnost posturální stabilizace pacientů, kteří podstoupili plastiku předního zkříženého vazů. Hodnocena nebyla jenom změna po jednorázovém nalepení kinesiotalpingu, ale zejména sledování rozdílu v posturální stabilizaci s aplikovaným kinesiotalpem a bez něho po absolvování cvičební jednotky v rámci rehabilitace po operaci. To nám dává větší náhled účinku kinesiotalpingu z funkčního hlediska. Dále byl posuzován rozdíl v posturální stabilizaci v rámci vztahu operovaná/ neoperovaná. Probandi byli vybíráni v Centru léčby pohybového aparátu s.r.o., kde se specializují na operativní a rehabilitační léčbu pacientů s rupturami LCA. Proto zde bylo sníženo riziko nehomogenity výzkumného vzorku vlivem různých operačních technik, přístupu k bezprostřední pooperační lůžkové rehabilitaci, začátkem zatěžování operované končetiny a dalších. Dále zde pacienti docházejí na následné skupinové cvičení, které je v jednotlivých fázích pro všechny stejné, včetně posturální terapie. Proto byli vybíráni pacienti v rozmezí 4 až 6 měsíců po operaci, kteří by měli vykazovat podobnou kondici. Také zde byl dostatečný přísun probandů, proto bylo možné vybrat vhodné probandy dle jednotlivých kritérií. Probandi rovněž v každý den měření prošli dotazníkem, který měl za úkol vyloučit kolísavé psychické rozpoložení či únavu. Přes dostatečnou možnost výběru byl výzkumný soubor poměrně malý vzhledem k náročným kritériím pro výběr, což může výsledky znehodnotit. Pro další rozvoj studie bych doporučil zaměřit se na obsáhlejší výzkumný vzorek.

K měření posturální stabilizace jsem zvolil metodu posturální somatooscilografie (pSOG) i vzhledem k nenáročnosti transportu technického vybavení. Hlavním důvodem však byla účelnost testování vzhledem k běžné denní motorice člověka. Například Gribble s Hertelem (2012) se domnívají, že testování posturálních dysfunkcí po úrazech dolních končetin je potřeba provádět dynamickými testy, které jsou obrazem pohybového chování jedince v běžném životě. Podobně Rašev (2014) považuje statické hodnocení stability za nedostatečné. Například posturografie je metoda k hodnocení rovnováhy, nikoliv stabilizace, jelikož jde o hodnocení statické bipedální situace, kdy se ani při tzv. dynamické posturografii nevyčerpají rezervy posturálního řízení. Posturografie na rozdíl od pSOG nehodnotí „feed forward“ neboli anticipaci, hodnotí pouze vzpřímený stoj a reakce na propioceptivně - vestibulární změny. Oproti tomu posturální somatooscilografie je zpočátku obtížná v tom, že

proband musí zvládnout test step/stand - tedy test kráčení na místě/zastavení, který klade poměrně vysoké nároky na cvičební techniku. Dále může výsledky ovlivnit manuální označování jednotlivých kroků a začátek měření spouštěcím tlačítkem, jak poukazuje Šimíková (2013). Automatické zaznamenávání kroků by podle mého názoru výrazně nezvýšilo technickou a finanční náročnost této diagnostické metody.

Výsledky jsem analyzoval v programu Posturomed Commander a následně hodnotil v programech Excel a XLSTAT. Nejdřív byly pro přehlednost rozřazeny do klasifikačních tříd podle předdefinovaných výsledků posturálně stabilních jedinců jako stabilní (1 - 1,4), mírně instabilní (1,5 - 2,4) a silně instabilní (2,5 - 3). To nám může dát představu o změně posturální stabilizace jednotlivých probandů v průběhu testování, nicméně pro vyvození závěrů je tento popis nedostačující. Jednak pro nízkou škálu hodnocení, dále pak pro nehomogenitu jednotlivých klasifikačních tříd. Proto jsem hodnocení prováděl dle číselných hodnot jednotlivých parametrů. Bohužel Posturomed Commander mi poskytl pouze průměrné hodnoty pro každý parametr (průměr z dvaceti signálů - 10 pro osu X a 10 pro osu Y) bez hodnot chyby či směrodatné odchylky, nebylo možné statisticky zhodnotit rozdíly v posturální stabilizaci pro každého probanda zvlášť. Proto jsem se rozhodl hodnotit pro každý parametr všech deset probandů jako celek. To mi dovolil fakt poměrně homogenní skupiny, jelikož do směrodatné chyby se vešlo vždy minimálně 8 z 10 probandů ve všech případech. Rozdíl měření s kinesiotapem a bez kinesiotapu byl sledován vždy u operované dolní končetiny, dále pak byly porovnávány obě končetiny proti sobě v případech, kdy nebyl užit kinesiotape. Vzhledem k nízkému počtu zkoumaných objektů byla zvolena hladina významnosti 0,15, což je poměrně vysoká hodnota. U obsáhlejšího výzkumného souboru bych využil obvyklejší hodnotu 0,05. Dále se budu věnovat odpovědím na vědecké otázky.

- 1. Jak významný bude rozdíl v naměřených hodnotách, které byly měřeny pomocí posturální somatooscilografie, u skupiny probandů po plastice LCA před a bezprostředně po nalepení příslušného kinesiotapingu?*

Nejprve byli probandi podrobeni měření bez kinesiotapu a následně okamžitě po nalepení. Výsledky ukázaly v šesti ze sedmi parametrů zlepšení posturální stabilizace s aplikovaným kinesiotapem, z čehož v pěti parametrech byl rozdíl statisticky významný. Z toho můžeme potvrdit hypotézu H1, že posturální stabilizace bude lepší

s aplikovaným tapem, jelikož převážná většina parametrů vykazalo statisticky významné zlepšení. To je v rozporu s výzkumem Indrové (2012), která rovněž zkoumala posturální stabilizaci operované DK po aplikaci kinesiotapu, prokázala však spíše negativní vliv. Tento výsledek je možno vysvětlit technikou přiložení neboli aplikace kinesiotapu. Příznivé výsledky bych přikládal zejména aktivaci m. vastus medialis, jehož správná funkce je pro dynamickou stabilizaci kolenního kloubu významná. Okamžitou aktivitu m. vastus medialis po aplikaci kinesiotapongu prokázali pomocí EMG Slupik a Dwornik (2007), oproti tomu například Ryan (2006) či Mostamand a Bader (2011) neprokázali signifikantní zlepšení jeho aktivity. Vyloučil bych jako důvod zlepšení výsledků adaptaci na Posturomed, jelikož měl každý proband již před prvním měřením 2 až 3 minuty na seznámení s „terénem“. Naopak jako jeden z důvodů zlepšení posturální stabilizace bych očekával psychickou složku, jelikož s aplikovaným kinesiotapem se probandi cítili jistější a tím i stabilnější.

2. Jak významný bude rozdíl v naměřených hodnotách, které byly měřeny pomocí posturální somatooscilografie, operované DK před a po absolvování cvičební jednotky s nalepeným tapem nebo bez tapu?

Z výsledků měření před a po cvičení je patrný trend zlepšení posturální stabilizace ve 13 ze 14 parametrů celkem, což poukazuje na to, že cvičební jednotka zahrnující posturální terapii a tonizaci svalů má pozitivní vliv na posturální stabilizaci jako takovou. Nicméně při cvičení bez aplikovaného kinesiotapu se zlepšení parametrů neprokázalo jako statisticky významné, oproti tomu cvičení s aplikovaným kinesiotapem ukázalo v 6 ze 7 parametrů statisticky významné zlepšení hodnot v rámci skupiny, což potvrzuje tvrzení hypotézy H2. Samozřejmě vzhledem k poměrně malému výzkumnému souboru nelze tyto výsledky zobecnit. Avšak významnost trendu zlepšení posturální stabilizace s aplikovaným kinesiotapem by se dalo využít zejména k dosažení větší efektivity při nácviku posturální terapie u pacientů po plastice LCA, nebo například ve sportovním tréninku, kde jsou kladeny velké nároky na koordinaci pohybu, jako je například atletika. A to nejen ke zlepšení efektivity tréninku, ale především jako prevence úrazů spojených s nestabilitou nosných kloubů.

3. Bude u operované končetiny snížena posturální stabilizace oproti neoperované?

U porovnávání hodnot operované a neoperované došlo k rozporuplným výsledkům, neboť v některých parametrech byla lepší posturální stabilizace u operované, v některých u neoperované dolní končetiny. Navíc se žádný z parametrů neprokázal jako statisticky významný. Z těchto výsledků nemohu vyvodit závěr, dokonce ani určit trend, která z dolních končetin bude posturálně stabilnější, což nám nepotvrzuje hypotézu H3. To by mohl vysvětlovat fakt, se kterým se shoduje i Rašev (2014), že neoperovaná dolní končetina je často dlouhodobě přetěžována při dysfunkci druhé dolní končetiny před operací i po operaci, což může rovněž narušit posturální stabilizaci. Výsledky korelují s výzkumem O'Conellové (1998), která prokázala, že u probandů po plastice LCA je posturální stabilizace snížena proti kontrolní skupině bez ohledu na to, o jakou jde dolní končetinu. Oproti tomu Lysholm (1998) se ve výsledcích rozchází, poukazuje na výrazně horší posturální odpověď u operované dolní končetiny proti neoperované. Stejně tak i Negahban (2014) ve své rešerši ukazuje sníženou posturální schopnost postižené dolní končetiny. Ten však hodnotí studie, ve kterých byla testována pouze statické posturální schopnost, navíc vzorky s dysfunkcí LCA bez operačního řešení. Stejně tak Ihara (2008) testuje jedince čekající na plastiku LCA oproti kontrolní skupině zdravých jedinců. Neprokázal rozdíl postižené a nepostižené dolní končetiny, ale celkové snížení posturální reaktivity proti kontrolní skupině.

7 ZÁVĚR

Hlavním cílem práce bylo posoudit účinek kinesiotaingu na změnu posturální stabilizace pacientů, po operaci LCA. Měření probíhalo v CLPA s.r.o. Testovanou skupinu představovalo 10 probandů docházejících na skupinovou terapii po plastice LCA, kteří splnili stanovené podmínky.

Měření proběhlo bez komplikací, a tak se po vyhodnocení výsledků podařilo naplnit a cíle práce a zodpovědět výzkumné otázky. Vliv kinesiotaingu byl zkoumán ve dvou ohledech. První byl okamžitý účinek na změnu posturální stabilizace u operované dolní končetiny. Ten ukázal trend zlepšení výsledků posturální somatooscilografie ihned po aplikaci, kdy v pěti ze sedmi parametrů bylo prokázáno statisticky významné zlepšení. V druhém případě byl zkoumán přínos kinesiotaingu ke cvičební jednotce. Ten se prokázal být značný. Přestože po cvičení se téměř ve všech případech posturální stabilizace zlepšila oproti měření před cvičením, výsledky s aplikovaným tapem byly na rozdíl od výsledků bez tapu statisticky významné. Dále byl předmětem zkoumání rozdíl mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou, který se ovšem neukázal. Jako největší nedostatek práce bych hodnotil poměrně malý výzkumný soubor, proto nelze výsledky zobecnit. Mohou však posloužit jako inspirace pro fyzioterapeuty a rehabilitační pracovníky pracující s pacienty po plastice LCA. Dále může sloužit jako náhled na moderní techniku kinesiotaing, jejíž účinky bývají často zpochybňovány. Pravdou je, že mnoho zahraničních autorů posuzuje převážně jeho účinky na bolest, což je subjektivní parametr. I posturální stabilizace však může být výrazně ovlivněna různými faktory, jako je při konstantních zevních podmínkách zejména psychika. V případě s nalepeným tapem může proband nabýt pocitu, že musí dojít ke zlepšení a proto věnuje měření větší pozornost, případně mu kinesiotaing může dodat subjektivní pocit jistoty. Ale i to je v tomto případě pozitivní účinek.

Pro budoucí práce s posturální somatooscilografií by bylo vhodné doplnit analyzování dat v Posturomed Commander o průběžné hodnoty signálů každého parametru, což by neměl být výraznější problém. Jako neřešitelné bych neshledal ani využití tlakové podložky pro automatické spínání po třech krocích, čímž by se usnadnila nejen již tak přijatelná obsluha této diagnostiky, ale také její přesnost.

Práce ukazuje, že kineziotaing není jen módní doplněk sportovní činnosti, ale je-li připevněn vhodnou technikou, může mít stabilizační schopnost v rámci léčebné rehabilitace.

8 POUŽITÁ LITERATURA

BARTONÍČEK, J. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1991, 249 s. ISBN 80-201-0151-9.

BERGER, M. Cervicomotographie. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*. 1990, vol. 35, s2, s. 223-224. DOI: 10.1515/bmte.1990.35.s2.223.

BOBIĆ, V. *Arthroscopic osteochondral autograft transplantation in anterior cruciate ligament reconstruction: A preliminary clinical study*. 1996. ISSN 0942-2056.

BOGUNOVIC, L. Operative and nonoperative treatment options for ACL tears in the adult patient: a conceptual review. *The Physician and sportsmedicine* [online]. 2013, vol. 41, issue 4, s. 33-40 [cit. 2014-09-14].

ČECH, O. SOSNA, A. BARTONÍČEK J. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. 1. vyd. Martin: Osveta, c1986, 195 s. ISBN 87-160-6327-9.

DOLEŽALOVÁ, R., PĚTIVLAS, T. *Kinesiotaping pro sportovce: sportujeme bez bolesti*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3636-5.

DYLEVSKÝ, I. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada, 1997, 252 s. ISBN 80-716-9258-1.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

FLANDERA, Stanislav. *Tejpování pevnými a pružnými tejpů*4., upr. vyd. Olomouc: Poznání, 2012, 123 s. ISBN 978-80-87419-19-9.

FURMAN, J. M. Posturography: uses and limitations. *Department of Otolaryngology, University of Pittsburgh School of Medicine*. 1994. DOI: 3(3):501-13. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7874405> [cit. 2014-09-26].

GRIBBLE, P. A., HERTEL, J. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of athletic training*. 2012. DOI: 10.4085/1062-6050-47.3.08. [cit. 2014-11-29]

- GROSS, J., FETTO, J., SUPNICK, E. R. *Vyšetření pohybového aparátu*. Vyd. 1. Překlad Martina Zemanová, Jan Vacek. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-725-4720-8.
- HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 2. nezm. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005, 135 s. ISBN 80-701-3393-7.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K. *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Williams, 1995, vi, 532 p. ISBN 06-830-3863-X.
- HAMILTON, N. *Kinesiology scientific basis of human motion*. 11th ed. Boston: McGraw-Hill Higher Education, 2008. ISBN 00-712-5951-1.
- HART, R. *Přední zkřížený vaz kolenního kloubu*. Praha: Maxdorf, 2010. ISBN 978-80-7345-229-2.
- HELFET, A. J. *Disorders of the knee*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, c1982, ISBN 03-975-0484-5.
- HERRINGTON, L., MALLOY, S., RICHARDS, J. The effect of patella taping on vastus medialis oblique and vastus lateralis EMG activity and knee kinematic variables during stair descent. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005, vol. 15, issue 6, s. 604-607. DOI: 10.1016/j.jelekin.2005.05.002 [cit. 2014-10-02].
- HOSP, S., BOTTONI, G., HEINRICH, D. A pilot study of the effect of Kinesiology tape on knee proprioception after physical activity in healthy women: a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2014. DOI: 10.1186/isrctn74845476 [cit. 2014-10-03].
- IHARA, H., TAKAYAMA, M., FUKUMOTO, T. Postural control capability of ACL-deficient knee after sudden tilting. *Gait*. 2008, vol. 28, issue 3, s. 478-482. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.03.009. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636208000714> [cit. 2014-09-26]
- INDROVÁ, Z. *Vliv tapingu na posturální stabilizaci osob s plastikou předního zkříženého vazů na Posturomedu po absolvování rehabilitace zahrnující posturální terapii*. Praha: 2012. 88s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce Eugen Rašev.

JACKSON, D. W. *Reconstructive knee surgery*. 2nd ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams, 2002. ISBN 07-817-3167-4.

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1984. ISBN 57-855-84.

JANIČEK, P. *Ortopedie*. 3., přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012, 112 s. ISBN 978-802-1059-719.

JONES, M., LANE, A., BRAY, S. *Sport Emotion Questionnaire*. Measurement Instrument Database for the Social Science. 2012 [cit. 2013-15-03], dostupné z: www.midss.ie

KARLON, A., BAR-SELA, S. A systematic review of the effectiveness of Kinesio Taping--fact or fashion?. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2013. DOI: 49(5): 699-709. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23558699> [cit. 2014-10-03]

KASE, K. *Clinical Therapeutic application of the kinesio taping method*. 2nd ed. Tokyo: Ken`i kai information, 2003, 249 s.

KENDALL, F. P. *Muscles: testing and function with posture and pain*. 5th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams, c2005, xxiv, 480, [48] p. ISBN 07-817-4780-5.

KOBROVÁ, J. VÁLKA, R. *Terapeutické využití kinesio tapu*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 153 s. ISBN 978-802-4742-946.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1.vyd., Praha: Galen, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1

LEE, H. M., CHENG, CH., LIAU J.J. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *The Knee*. 2009, vol. 16, issue 5, s. 387-391. DOI: 10.1016/j.knee.2009.01.006. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0968016009000325> [cit. 2014-10-04]

LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, c2003, 411 s. ISBN 80-866-4504-5.

LYSHOLM, M. Postural control - a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine*. 1998, vol. 8, issue 6, s. 432-438. DOI: 10.1111/j.1600-0838.1998.tb00464.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00464.x> [cit. 2014-09-25]

MASCARENHAS, R., TRANOVICH, M. J. Bone-patellar tendon-bone autograft versus hamstring autograft anterior cruciate ligament reconstruction in the young athlete: a retrospective matched analysis with 2–10 year follow-up. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012, vol. 20, issue 8, s. 1520-1527. DOI: 10.1007/s00167-011-1735-2. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-011-1735-2> [cit. 2014-09-20]

MCGINTY, J. B. *Operative arthroscopy*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996. ISBN 07-817-0294-1.

MELECKÝ, R. *Diagnostika posturálních poruch*. Praha, 2008. Diplomová práce na Fakultě elektrotechnické, katedra kybernetiky UK ČVUT Praha, vedoucí diplomové práce Daniel Novák.

MOHTADI, N. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. Chichester, UK: John Wiley, 1996-09-01. DOI: 10.1002/14651858.CD005960.pub2. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD005960.pub2> [cit. 2014-09-20]

MOSTAFAVIFAR, M., WERTZ, J. BORCHERS, J. A Systematic Review of the Effectiveness of Kinesio Taping for Musculoskeletal Injury. *The Physician and Sportsmedicine*. 2012, vol. 40, issue 4, s. 33-40. DOI: 10.3810/psm.2012.11.1986. Dostupné z: <http://www.physsportsmed.com/doi/10.3810/psm.2012.11.1986> [cit. 2014-09-29]

MOSTAMAND, J., BADER D. L. The effect of patellar taping on EMG activity of vasti muscles during squatting in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Sports Sciences*. 2011, vol. 29, issue 2, s. 197-205. DOI: 10.1080/02640414.2010.531751. [cit. 2014-11-29]

NEGAHBAN, H. A systematic review of postural control during single-leg stance in patients with untreated anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. s. -. DOI: 10.1007/s00167-013-2501-4. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-013-2501-4> [cit. 2014-09-21]

NISELL, R. *Mechanics of the knee: a study of joint and muscle load with clinical applications*. 1. vyd. Copenhagen: Munksgaard, 1985, 2 v. (liv, 1481 p.). ISBN 87-160-6327-9.

O'CONNELL, M. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait*. 1998, vol. 8, issue 2, s. 136-142. DOI: 10.1016/s0966-6362(98)00023-x. [cit. 2014-09-22]

PINCZEWSKI, L. A. A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial. *Scandinavian Journal of Medicine*. 2007, vol. 17, issue 5, s. 611-611. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2007.00736.x. [cit. 2014-09-22]

RAŠEV, E., HAIDER, E. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa*. Pullenreuth: Haider Bioswing, 2010.

RAŠEV, E. *Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie*. Praha: 2011. 120s. Disertační práce na FTVS UK. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

RAŠEV, E. *Poznámky z konzultace*. Institut für neuroorthopädische Rehabilitation Dr. Rašev, Gartenstrasse 12, Schweinfurt, 16. 9. 2014.

RYAN, C. G., ROWE P. J. An electromyographical study to investigate the effects of patellar taping on the vastus medialis/vastus lateralis ratio in asymptomatic participants. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2006, vol. 22, issue 6, s. 309-315. DOI: 10.1080/09593980601023739. [cit. 2014-11-29]

ŚLUPIK, A., DWORNIK, M. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle: Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*.

Nov 2007. DOI: 9(6):644-51. Dostupné

z:<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18227756> [cit. 2014-09-30]

SCOTT, W. *The Knee*. 1. vyd. St. Louis: Mosby-Year Book, c1994, 2 v. (liv, 1481 p.). ISBN 08-016-6613-9

STEPHEN, S., DONALD, A. *Diagnostic surgical pathology*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, 1999. ISBN 03-975-8792-9.

ŠÍMÍKOVÁ, K. *Vliv předsunutého držení hlavy na posturální stabilizaci měřenou posturální somatooscilografií* Praha, 2013. 86 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce Eugen Rašev.

ŠTĚDRÁK, K. *Výukový materiál kurzu Kinesioapungu*, EduSpa College, Praha, 2012.

TICHÝ, M. *Dysfunkce kloubu*. 1. vyd. Praha: Miroslav Tichý, 2008, 123 s. ISBN 978-80-254-2251-9.

TROJAN, S. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005, 237 s. ISBN 80-247-1296-2.

VALENTA, J. *Biomechanics*. Vyd. 2., přeprac. a rozš. Praha: Academia, 1993, 594 s. ISBN 80-200-0346-0.

VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*, Praha: Katedra fyzioterapie FTVS UK, 1995. ISBN: 80-7184-100-5

VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. přeprac. vyd. Praha: TRITON, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WAGNER, M. Hamstring Tendon Versus Patellar Tendon Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Biodegradable Interference Fit Fixation: A Prospective Matched-Group Analysis. *American Journal of Sports Medicine*. 2005, vol. 33, issue 9, s. 1327-1336. DOI: 10.1177/0363546504273488. [cit. 2014-09-23]