

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Katedra fyzioterapie

**Vliv ruptury a plastiky předního zkříženého vazů na posturální  
aktivitu jedince**

*Influence of a rupture and reconstruction of an anterior cruciate ligament on the postural  
activity of an individual*

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD.

Vypracovala:

Bc. Jitka Mináriková

Praha, duben 2013

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité zdroje informací.

V Plzni 22. dubna 2013

.....

Jitka Mináriková

## **Evidenční list**

Souhlasím se zapůjčením práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

*Jméno, příjmení*

*Datum*

*Podpis*

Děkuji paní Doc. Ing. Monice Šorfové, PhD. za výbornou spolupráci a pedagogické a odborné vedení mé diplomové práce, dále panu Ing. Petrovi Kubovému a panu Ing. Františku Lopotovi, PhD. za pomoc při měření a získávání použitých dat, dále děkuji svému otci Stanislavu Minárikovi za fyzikální rady a svojí sestře Mgr. Marině Wagnerové, PhD. za jazykové korekce mé práce.

## ***Abstrakt***

- Název:** Vliv ruptury a plastiky předního zkříženého vazu na posturální aktivitu jedince
- Cíl:** Cílem mé diplomové práce je zjištění, zda má ruptura, následná plastika předního zkříženého vazu vliv na posturální aktivitu jedince, a to i po delším časovém období (alespoň rok) od prodělané operace.
- Metody:** Tato diplomová práce je zpracována formou analyticko – srovnávací studie, kdy se jednalo o měření dvou skupin probandů – zdravých a po operaci předního zkříženého vazu. Bylo testováno posturální chování jedinců po vychýlení impaktem pomocí kyvadla při prostém stoji s a bez zrakové kontroly a při stoji na jedné dolní končetině.
- Výsledky:** Výsledky měření naznačují, že pokud je osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazu vychýlena zevním podnětem (impaktem) ve stoji na obou dolních končetinách, spíše se více při vyrovnávací reakci spolehne na neoperovanou končetinu, avšak stranový rozdíl nebude nikterak výrazný. Toto se příliš nezmění ani v případě, že je vyloučena zraková kontrola. Ve stoji na jedné dolní končetině bude mít operovaný jedinec po impaktu větší problém s opětovným ustálením pozice (časový úsek do ustálení bude delší), než u zdravého jedince. Tento fakt se projeví i na neoperované končetině. Rozkmit předozadní souřadnice centra tlaku se však nebude v těchto případech výrazně lišit od rozkmitů zdravých osob.

**Klíčová slova:** kolenní kloub – plastika LCA – posturální stabilizace – stabilometrie

## ***Abstract***

**Name:** Influence of a rupture and reconstruction of an anterior cruciate ligament on the postural activity of an individual

**Aim:** The aim of my thesis is to find out whether a rupture and the following rupture reconstruction of an anterior cruciate ligament has an influence on the postural activity of an individual namely after a longer period ( at least one year) from the undergone operation.

**Methods:** The thesis has been worked out by a form of an analytical comparative study where it deals with measuring of two groups of probands – healthy and those after anterior cruciate ligament operation. The postural behaviour of individuals was tested after deflection by impact of a pendulum at a free standing position with and without visual control and also when standing on one leg.

**Results:** The results of the measuring denote that when a person after anterior cruciate ligament rupture and following rupture reconstruction is deflected by an external impact while standing on both legs he/she will rather rely on the leg without surgery but the side difference will not be very distinctive. This fact will not change much even without visual control. While standing on one leg though the individual after surgery will have a more serious problem to stabilize his/her position (the period of time to stabilize will be longer) than the healthy individual. This fact will become evident even on the leg without surgery. But the amplitude of anteroposterior coordinate of the centre of pressure will not be distinctively different from the amplitude of the healthy people.

**Key words:** knee-joint – LCA reconstruction – postural stabilization – stabilometry

# OBSAH

1 ÚVOD .....	9
2 ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU .....	10
3 BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU .....	13
4 BIOMECHANIKA PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU .....	15
5 NEJČASTĚJŠÍ PŘÍČINY PORANĚNÍ PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU A JEHO DIAGNOSTIKA .....	16
6 ZPŮSOBY TERAPIE PO RUPTUŘE PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU .....	17
7 LÉKAŘEM DOPORUČENÁ POOPERAČNÍ REHABILITACE .....	19
8 VLIV DEFICIENCE PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU NA ORGANISMUS PACIENTA .....	20
8.1 Vliv deficiencie LCA na propioceptivní čítí .....	20
8.2 Vliv deficiencie LCA na posturální kontrolu .....	21
8.3 Vliv deficiencie LCA na celotělovou muskulaturu .....	22
8.4 Vliv deficiencie LCA na nervovou soustavu .....	24
8.5 Vliv deficiencie LCA na druhostrannou končetinu .....	25
8.6 Další možné vlivy deficiencie LCA na organismus pacienta .....	26
9 POSTURÁLNÍ STABILITA A POSTURÁLNÍ STABILIZACE .....	27
9.1 Vysvětlení pojmu posturální stabilita .....	27
9.2 Vysvětlení pojmu posturální stabilizace .....	28
9.3 Řízení posturální stabilizace .....	29
9.4 Úloha svalů v rámci posturální stabilizace .....	30
10 STABILOMETRIE .....	32
11 CÍLE PRÁCE .....	34
11.1 Cíle práce .....	34
11.2 Úkoly práce .....	34
11.3 Hypotézy práce .....	34
12 METODIKA PRÁCE .....	36
12.1 Metodický postup .....	36
12.2 Výzkumný soubor .....	36
12.3 Měření proměnné, použité techniky .....	37
12.4 Technické vybavení pro výzkum .....	38

12.5 Provedení testování .....	38
12.6 Zpracování a analýza dat .....	39
13 VÝSLEDKY .....	43
14 DISKUZE .....	68
15 ZÁVĚR.....	73
16 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	74
17 PŘÍLOHY .....	84
Seznam příloh.....	84



# 1 ÚVOD

Předmětem mé diplomové práce je zkoumat důsledky operační náhrady předního zkříženého vazů na posturální aktivitu jedince, a to po uplynutí alespoň jednoho roku od operace.

Důvodem výběru tohoto tématu byla skutečnost, že přetržení předního zkříženého vazů patří dnes k jednomu z nejčastějších úrazových stavů vzniklých na kolenním kloubu. Poškozený přední zkřížený vaz se může řešit konzervativní terapií spočívající převážně v posílení kolenní muskulatury, častěji se však řeší operacně, kdy je vaz nahrazen štěpem z ligamentum patellae či ze šlachy musculus semimembranosus.

Pooperační péče a rehabilitace je poměrně zdlouhavá. Pooperační stav se projevuje velkou bolestivostí limitující pacientovu celkovou pohyblivost. Přesto pacient musí postupně obnovit rozsahy pohybů kolenního kloubu a znovu posílit ochablé svalstvo. Ze začátku chodí nejprve o podpažních berlích, později o francouzských s odlehčením operovaného kolene. Po odložení těchto pomůcek pacient nosí různé druhy ortéz. Ortézu pak často používá doživotně při náročnějších sportovních aktivitách. K omezení normálního pohybového stereotypu také často přispívá femoropatellární bolest. Pacienti také uvádějí podvědomý psychický strach o postiženou končetinu. Nejvýraznějším dopadem na celkový organismus je však pravděpodobně fakt, že při samotné operaci je odstraněn zbytek přetrženého ligamenta a s ním i množství proprioceptorů tomuto vazů náležejících. Tyto receptory jsou zodpovědné za přenos informací např. o nastavení kloubu, typu a rychlosti pohybu do centrální nervové soustavy. Bez těchto informací chybí zpětná vazba organismu.

Z výše uvedených důvodů patrně dochází ke změnám pohybových programů uložených v centrální nervové soustavě, změnám fungování a zapojování celotělové muskulatury a změnám posturální stabilizace jedince.

Tato diplomová práce má za úkol zodpovědět otázku, zda se defekt předního zkříženého vazů projeví právě na schopnosti posturální stabilizace, a přispět tak to diskuze na toto téma. Je rozdělena na část teoretickou vytvářející rešerši o dané problematice a na část praktickou, kdy byla provedena a vyhodnocena měření definovaných stojů na stabilometrických plošinách po impaktu kyvadlem.

## 2 ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub je nejsložitějším a jedním z nejvíce zatěžovaných kloubů lidského těla (Kolář, 2009). Je to kloub složený, protože se v něm stýkají tři kosti, a to kost stehenní (femur), kost bércová (tibie) a sezamská kost česka (patella). Mezi styčné plochy femuru a tibie jsou vloženy menisky (Čihák, 2001). Z těchto komponentů se skládají tři kloubní spojení – femorotibiální kloub mediální tvořený mediálním kondylem femuru, mediální plochou tibie a vnitřním meniskem, femorotibiální kloub laterální tvořený laterálním kondylem femuru, laterální plochou tibie a zevním meniskem a kloub patellofemorální, kde se stýkají přední plocha femuru a zadní plocha česky (Chaloupka, 2001).

Kondyly femuru fungují jako kloubní hlavice, kondyly tibie pracují jako jamky, i když jejich styčné plochy jsou téměř ploché. Kontakt mezi femurem a tibií je téměř celý v horizontální rovině. Při stožení tibie od kloubu směřuje svisle dolů, zatímco femur se lehce odklání. Patella artikuluje svojí zadní stranou s patellární plochou stehenní kosti (Čihák, 2001).

Styčná plocha mezi femurem a tibií však není zcela kongruentní. Tuto nerovnost vyrovnávají mediální a laterální meniskus (Dylevský, 2001). Mediální meniskus je méně pohyblivý než laterální. Je to dáno jeho stavbou, kdy jsou oba dva rohy od sebe poměrně vzdáleny, a sám meniskus je fixován k bércové kosti na třech místech. Mediální část tohoto menisku je připevněna ke kloubnímu pouzdru a postrannímu laterálnímu vazů (Bartoníček, 1986).

Laterální meniskus má oproti tomu oba své cípy blízko u sebe a je fixován k tibií pouze na jednom místě. Není propojen s kloubním pouzdrům ani s vazů (Bartoníček, 1986).

Kromě těchto kloubních komponent je důležité kloubní pouzdro, jež se na tibií a patelle upíná blízko kloubních ploch, na femuru poněkud dále. Pouzdro vynechává kondyly stehenní kosti, kam se upínají postranní kolenní vazů (Čihák, 2001). Vpředu vybíhá kloubní pouzdro nad patellu a vytváří zde recessus suprapatellaris, nad nímž se nachází tíhový váček bursa suprapatellaris subtendinea, zatímco vzadu končí recessus subpopliteum. Další významné tíhové váčky nalézáme v oblasti patelly, a to mezi kůží a fascií a fascií a šlachou čtyřhlavého stehenního svalu, pod šlachou ta pod česku

a šlachou tohoto svalu. Tyto váčky mezi sebou komunikují a tvoří zásobárnu synoviální tekutiny kolenního kloubu (Kopencová, 2010).

Pro lepší stabilitu kolenního kloubu je zde přítomen zesilující vazivový aparát. Mezi nejdůležitější vazy patří mediální a laterální postranní vaz. Mediální jde od vnitřního kondylu femuru na tibií, laterální od zevního kondylu femuru na hlavici lýtkové kosti. Tyto vazy zajišťují stabilitu kolena při extenzi kloubu a při pohybu do částečné flexe (Čihák, 2011).

Dalšími důležitými vazy pro stabilizaci kolene jsou zkřížené vazy uložené přímo v kloubní dutině ve fossa intercondylaris. Tyto vazy jsou tvořeny sítí nonparelelních kolagenních fibril, jež tvoří samostatná vlákna. Ta jsou sdružena do tzv. subfascikulárních jednotek, které dále tvoří samostatné svazky, jež se spirálovitě stáčí podél osy vazy nebo jdou podél této osy. Dohromady tak tvoří samotný vaz (Arnoczky, 1983).

Ligamentum cruciatum anterius (LCA) neboli přední zkřížený vaz začíná na přední ploše zevního kondylu stehenní kosti a jde do arey intercondylarie anterior tibie. Ligamentum cruciatum posterius (LCP) neboli zadní zkřížený vaz jde od laterální plochy mediálního kondylu femuru až do area intercondylaris posterior tibie. Zadní se kříží s LCA. Zadní vaz je o třetinu silnější než přední (Voláková, 2010).

Zkřížené vazy zajišťují soudržnost kolena zejména při jeho ohýbání, kdy se oba napínají. Dále redukují vnitřní rotaci kolenního kloubu tím, že se na sebe navíjejí. Napjatý přední zkřížený vaz nastavuje bérce do lehké zevní rotace (Čihák, 2001).

Všechny zmíněné komponenty se podílejí především na statických funkcích kolene, aby mohlo koleno vykonávat dynamický pohyb, je potřeba dobrá funkce následujících dvou skupin svalů – flexorů (ohybačů) a extenzorů (natahovačů) kolene (Dungl, 2005).

Mezi flexory řadíme především musculus biceps femoris, musculus semitendinosus a musculus semimembranosus. Všechny tyto svaly začínají na hrbolu sedací kosti, biceps femoris se upíná na hlavičku lýtkové kosti, semitendinosus do místa zvaného pes anserinus na vnitřní horní bérce kosti a semimembranosus na vnitřní stranu mediálního kondylu bérce kosti. Dále se na flexi částečně podílejí musculus sartorius, gracilis a gastrocnemius (Dungl, 2005), ([http://www.fotbal-trenink.cz/index.php?option=com\\_content&view=article&id=20&Itemid=28&limitstart=2](http://www.fotbal-trenink.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=20&Itemid=28&limitstart=2), 2010).

Mezi extenzory náleží musculus quadriceps femoris, jenž je složen ze čtyř svalů. Musculus vastus medialis, lateralis a intermedius jsou jednokloubové, musculus rectus femoris je dvoukloubový. Musculí vastí začínají na stehenní kosti, zatímco musculus

rectus femoris začíná již na pánvi, všechny tyto komponenty se upínají pomocí společného ligamentum patellae do místa pod patellou zvaného tuberositas tibiae (Dungl, 2005), (Čihák, 2001).

Všechny části kolenního kloubu musí být cévně zásobeny. Mezi hlavní tepny patří arteria genus descendens, arteriae genus superiores (medialis et lateralis), arteria genus media a arteria genus inferiores (medialis et lateralis) (Čech, 1986).

Inervaci kolenních struktur zajišťují především tři silnější nervové kmeny, a to nervus peroneus communis, nervus tibialis a nervus saphenus (Kopencová, 2010).

### 3 BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU

Koleno je z hlediska biomechaniky nejsložitějším kloubem lidského těla (Rybka, 1993). Má dvě základní funkce – umožňuje potřebný rozsah pohybu mezi femurem a tibií a zabezpečuje optimální přenos sil, jež vznikají vlivem činnosti svalů a hmotnosti těla (Čech, 1986). Celkově kolenní kloub dělíme na kloub femorotibiální, který dále dělíme na část mediální a laterální, a na kloub femoropatelní (Euromise, 2012).

Z kinematického hlediska je femorotibiální systém skloubení modelován jako křížový čtyřkloubový mechanismus daný úpony zkřížených vazů a vlastním průběhem těchto vazů. Jeho použití je však limitováno jen na odvození tvaru styčných ploch ve střední části rozsahu kloubní pohyblivosti a na vysvětlení funkce zkřížených vazů v limitních pozicích, kdy vazy mají funkci mechanických zárážek. Avšak vlastní femorotibiální systém skloubení je prostorový systém, ve kterém mají další významnou funkci menisky a ostatní elementy (Euromise, 2012).

V kolenním kloubu najdeme několik tkáňových struktur, jejichž funkce jsou následující. Kloubní chrupavky jsou schopny elastické deformace, což zlepšuje přenos tlakových sil v kloubu a zlepšuje jeho stabilizaci. Vazy zajišťují pasivní stabilizaci, omezují pohyblivost nad určitou mez a působí jako vodící prvky, jež stabilizují vzájemný styk kondylů. Menisky (mediální a laterální) vyrovnávají nesouměrnost kloubních ploch, působí jako tlumiče nárazů a také zabraňují uskřinutí synovialis a kloubního pouzdra při pohybu. Svaly zajišťují aktivní pohyblivost v kloubu a nervové receptory a vlákna vysílají do centrálního nervového systému informace o poloze kloubu, napětí vazů a o případných bolestivých podnětech (LCA - rekonstrukce, 2008).

Z hlediska stabilizace kloubu dále můžeme kolenní prvky rozdělit na statické stabilizátory a dynamické stabilizátory.

Statické stabilizátory jsou:

- centrální (přední a zadní zkřížený vaz);
- mediální (mediální postranní vaz, mediální meniskus, posteromediální část kloubního pouzdra);
- laterální (laterální postranní vaz, laterální meniskus, posterolaterální část kloubního pouzdra, ligamentum popliteum arcuatum).

Stabilizační funkce statických stabilizátorů spočívá v jejich mechanické pevnosti (Chaloupka, 2001).

Dynamické stabilizátory dělíme na:

- mediální (svaly upínající se do pes anserinus - musculus sartorius, gracilis a semimebranosus, dále caput mediale musculus gastrocnemius);
- laterální (musculí biceps femoris, popliteus, caput laterale musculus gastrocnemius a částečně také iliotibiální trakt).

Stabilizační efekt závisí na svalovém tonu těchto svalů (Chaloupka 2001). Rovnováha sil v kolenním kloubu je závislá na souhře obou stabilizačních skupin (Nýdrle, 1992).

Proloží – li se středem kolene tři základní roviny (frontální, sagitální a transverzální) a tři osy rotace (x, y, z), mohou být v kolenním kloubu rozpoznány pohyby do flexe a extenze.

Flexe kolena však v sobě zahrnuje i rotační pohyb. Výchozím postavením je extenze. Rozsah pohybu z extenze do flexe je až 160° .

Souhrnný pohyb kolenního kloubu vypadá takto:

a) Počáteční rotace

vnitřní kondyl femuru rotuje zevně;

rotace je mírná – vnitřní do 17°, zevní do 21°;

počáteční rotace uvolní zkřížené vazy - odemkne kloubu.

b) Valivý pohyb

kondyly femuru se valí po kloubních plochách tibie a po meniscích;

c) Klouzavý pohyb

zahrnuje dohromady posuvný pohyb a závěrečnou rotaci - uzamčení kolena;

kondyly femuru spolu s menisky kloužou dozadu po tibii. Extenze postupuje v opačném pořadí (Wikiskripta, 2011).

## 4 BIOMECHANIKA PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU

Přední a zadní zkřížený vaz dohromady zajišťují koleno anterioposteriorně. Přímo ligamentum cruciatum anterior se na stabilizaci předozadního posunu podílí z 86%. Tento vaz také vzájemně koordinuje rotační, valivé a posuvné komponenty pohybů v kolenním kloubu (Bartoníček, 1986), omezuje přední translaci bércové kosti, znemožňuje rekurvaci kolene, druhotně snižuje valgus stres vyvíjený na kloub a vymezuje vnitřní rotaci kolene při jeho natažení (Cross, 1998).

Jeho normální zatížení při chůzovém mechanismu činí 400 až 500 Newtonů, při zátěži je tato hodnota až 1700 Newtonů, přičemž maximální hranice zatížení před destrukcí vazů je 1730 až 2 500 Newtonů (Gajdová, 2006).

Napětí na tomto vazů není v průběhu pohybu stejné. V základním postavení kolene (extenzi) je ligamentum napjaté celé, a to především posterolaterální část. Při patnáctistupňové flexi začíná napětí klesat, přičemž nejmenší je při hodnotách mezi třiceti až čtyřiceti stupni ohybu. S další postupující flexí se opět začíná tenze zvyšovat, zejména na anteromediální části vazů. Na jeho napětí má vliv i rotace kloubu – při zevní rotaci dochází k poklesu napětí, při vnitřní naopak k jeho zvýšení (Gajdová, 2006).

Co se týče vztahu ligamenta a svalů participujících na pohybech kolene, musculus quadriceps femoris jako hlavní extenzor zvyšuje napětí na tomto vazů a působí jako jeho antagonist. Naopak flexory kolenního kloubu fungují jako jeho synergisté (Gajdová, 2006).

## 5 NEJČASTĚJŠÍ PŘÍČINY PORANĚNÍ PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU A JEHO DIAGNOSTIKA

Ligamentum cruciatum anterior je součástí kolenního kloubu, jehož celkově vysoká zranitelnost je dána jeho anatomickou i biomechanickou složitostí s velkým povrchem kloubních ploch a křehkou souhrou statické a dynamické stabilizace. Dále také tím, že se jedná o zátěžový kloub vystavovaný akutnímu i chronickému přetěžování (Nýdrle, 1992).

Nejčastější mechanismy poranění předního zkříženého vazy jsou zvedání z podřepu s plnou silou musculus quadriceps femoris, kombinace flexe, valgozity a zevní rotace a kombinace flexe, varozity a vnitřní rotace (Liorzou, 1991) a přítomnost posuvné síly na anteriorní translaci bércevé kosti se současným dvacetistupňovým ohnutím kolene (McNair, 1990).

K destrukci tohoto ligamenta dochází nejvíce při sportu v situacích, které nezahrnují kontakt s jiným člověkem, přičemž tomuto zranění předchází často změna směru vlastního pohybu spojená se zpomalením, výskok nebo dopad na skoro nataženou dolní končetinu (Kolář, 2011).

Pro zajímavost – sami pacienti mohou vznik poranění popisovat například takto: „Po výskoku jsem špatně dopadl.“ „Byl jsem zasažen na zevní straně kolenního kloubu.“ „Vymklo se mi koleno, protože mi při pádu nevypnulo vázání lyží.“ „Utíkal jsem ze schodů, když jsem chtěl dole zastavit, vymklo se mi koleno.“ „Chtěl jsem kopnout do míče, ale netrefil jsem se a příliš jsem vykopl nohu.“ (Munclingrová, 2003, str. 14 – 15)

Po přetržení předního zkříženého vazy se objeví otok kloubu a hemarthros. Pacient uvádí bolestivost kolene, která při námaze přetrvává. Může mít problémy s chůzí z kopce a nemůže se prudce zastavit. Důsledky mohou být i psychické – zraněný na koleno stále myslí a nedůvěřuje mu. Skáče a dopadá na zdravou končetinu (Liorzou, 1991).

Pro ověření ruptury předního zkříženého vazy použije lékař tzv. Přední zásuvkový test, Lachmanův test a Pivot Shift test (viz odborná literatura). Může též provést rentgenový snímek v předozadní a bočné projekci. Dále je možné použít magnetickou rezonanci k potvrzení poškození vazy a verifikaci ostatních případných poranění. Z tohoto důvodu bývá též prováděna artroskopická operace (Surgical Clinic, 2012).



## 6 ZPŮSOBY TERAPIE PO RUPTUŘE PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU

Po vzniku poranění je primárním cílem zmírnit otok a bolest, čehož se dosáhne ledováním, klidem a zpevněním kloubu. Z dlouhodobějšího hlediska je třeba se rozhodnout, zda bude léčba vedena konzervativně nebo operačně. Vybraný postup se určí podle věku pacienta, jeho funkčního handicapu a funkčních požadavcích (Gajdová, 2006). Dále vše závisí na přidruženém poranění ostatních kloubních komponent (Dungl, 2005).

Při konzervativním (neoperativním) postupu léčby je důležité aktivní posilování svalů participujících na pohybech kolene (LCA – rekonstrukce, 2008). Jde především o hamstringy, jež jsou synergisty předního ligamenta. Čtyřhlavý sval stehenní zase nahrazuje stabilizační funkce vazy při extendovaném koleni. Důležitý je i nácvik koordinace obou svalových skupin při dynamické stabilizaci kolene (Voláková, 2010).

Silná a dobře pracující muskulatura může v běžném životě funkci vazy nahradit, avšak to funguje pouze, pokud jsou svaly v aktivním stavu. Když jsou však svaly uvolněny, jako v případě nečekaných a nekoordinovaných pohybů, může docházet k podvrtnutí kolene. Tyto případy lze řešit ortézou, ale sporty, kde se na poraněné končetině skáče a točí, pro pacienta nejsou vhodné ani s ortézou (Gajdová, 2006).

Dále může při konzervativním přístupu docházet k chronické instabilitě, oslabení souhry svalových skupin v oblasti kolenního kloubu a rozvinutí posttraumatické osteoartrózy (Smékal, 2006). Existují též podezření, že u neléčené instability kolenního kloubu dochází u 75 % pacientů k novému poranění nitrokloubních struktur (Surgical Clinic, 2012).

Lépe dopadá chirurgické řešení v testech tzv. „cost effectiveness“ (finanční efektivity), které prokázaly, že ačkoli je konzervativní přístup levnější, pacienti bez chirurgického řešení nedosahovali po léčbě zdaleka takové fyzické aktivity jako lidé s vloženým štěpem (70,7 % versus 49,7 %) (Farshad, Gerber, 2011).

Operační řešení je tedy vhodné pro mladé a aktivní pacienty, pro zraněné s přidruženými poraněními kolenních struktur a u přetrvávajících nestabilit kloubu při běžných denních činnostech. Cílem operace je většinou vyčištění kloubní dutiny a obnovení funkce kolene. V minulosti se neosvědčily primární sutury ligamenta,

proto jsou dnes využívány jeho rekonstrukce pomocí štěpu z ligamenta patellae nebo z hamstringů (Dungl, 2005).

Štěp z čéškového vazů (BTB plastika) je operace, při které je náhrada vazů složena z kostního bločku z patelly, středního pruhu ligamentum patellae a z kostního bločku z tuberositas tibie. Přes tibií a nitrokloubní prostor jsou do femuru navrtány kanály, jejichž ústí nitrokloubně odpovídá původním místům úponu přetrženého ligamenta. Štěp je poté do kanálů provlečen a zajištěn rozpěrnými šrouby. Kostní bločky štěpu pak v kanálech zarostou a vazivová střední část z čéškového vazů plní úlohu původního předního zkříženého vazů. Tento přístup se na většině pracovišť považuje za „zlatý standard“ (Blahut, 2012).

Štěp z ohybačů kolenního kloubu (ST/G plastika) je odebrán z hamstringů, jež leží na vnitřní straně kolenního kloubu. Tento štěp zahrnuje jen šlašitou a blanitou část svalu.

K přichycení štěpu se využívají nejčastěji speciální rozpěrné šrouby nebo různé speciální skobky apod. Novinkou je užívání speciálních materiálů, které se do těla asi po roce zcela vstřebají (Blahut, 2012).

Výhodou tohoto štěpu je menší operační jizva, menší pooperační bolesti a nepřítomnost bolesti patellární (jako v případě BTB plastiky) (Dungl, 2005), avšak vrůstání štěpu do kosti trvá déle a je zde větší riziko jeho uvolnění (Chaloupka, 2001). Proto je tato operace doporučována spíše rekreačním sportovcům (Nemocnice Přerov, 2007).

Výjimečně se používají i jiné štěpy, např. zmražené štěpy dárce. Tyto operace však dnes provádějí pouze specializovaná pracoviště (Blahut, 2012).

**REHABILITACE**

V této kapitole je uveden postup navrhovaný odborným pracovištěm – nemocnicí Přerov, jež s pacienty po plastice předního zkrříženého vazů pracuje. Pooperační péče, která je popsána na jejich internetovém portále, vypadá následovně:

„Rehabilitace pečlivě řízená operujícím lékařem je velmi důležitou součástí léčby, lze říci, že operace je jen prvním krokem směrem ke zdravému kolenu a zbývá jich učinit ještě celá řada. První den po operaci vytažujeme drény z kolene a začíná cvičení pohybu. Zpočátku jsou někdy bolesti odběrového místa výrazné, a proto je tlumíme (výhodou je hospitalizace). Během cca dvou až tří dnů většina pacientů již dokáže zvednout nohu a volně ji v kolenu ohnout, chodí o berlích a cvičí postupně ohyb do pravého úhlu. Plné propnutí kolene je velmi důležité, je třeba jej cvičit od začátku podkládáním polštářků pod patu, naopak plné ohnutí není zpočátku vhodné. Jakmile pacient sám dokáže předvést pohyb kolene v rozsahu 0-90 stupňů, svede správnou chůzi o berlích s odlehčením operované končetiny a nemá jinou komplikaci, je propuštěn do ambulantní péče. Desátý až dvanáctý den od operace obvykle vytažujeme stehy. Je třeba i doma intenzivně cvičit rozsah pohybu, zvedání nohy a plné propnutí. Kolem tří týdnů od operace je vhodné začít jízdu na rotopedu s mírnou zátěží a posilování stehna. Kolem čtyř až šesti týdnů od operace začínají pacienti chodit bez berlí, jezdit na kole. Je možný nástup do sedavého zaměstnání. Kolem tří měsíců od operace doporučujeme posilovnu, docvičit dřep a plavání se zatnutím quadricepsu – znak či kraul. Kolem pátého až šestého měsíce již koleno přestává pobolívat a povolujeme pacientovi běh striktně po rovném terénu bez změn směrů pohybu a bez rizika podvrtnutí. V této době se pacienti vrací i do náročných zaměstnání. Kontaktní sporty typu fotbal, hokej, házená jsou i nadále nebezpečné, stejně jako doskoky (z autobusu, vlaku, volejbal, seskočení z kola na operovanou končetinu) a běh po nerovném terénu. Návrat k nim doporučujeme kolem devátého až dvanáctého měsíce“ (Nemocnice Přerov, 2007).

Mnoho terapeutů si však všimlo, že při zodpovědné a dobře vedené rehabilitaci dochází sice k zlepšení pacientova stavu, avšak ani poté není obraz pacienta stejný, jako bývá u zdravého jedince (viz dále).

## 8 VLIV DEFICIENCE PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU NA ORGANISMUS PACIENTA

### 8.1 Vliv deficiencie LCA na proprioceptivní čítí

Funkce propriocepce zahrnuje různé druhy hlubokého čítí. Má tři komponenty: statické uvědomování kloubní pozice, uvědomění si kloubního pohybu a jeho rychlosti a uzavřenou smyčku eferentní aktivity, která zahajuje reflexní odpověď a reguluje napětí svalů (Dhillon, Bali a kol., 2011).

Propriocepce je zprostředkována přes mechanoreceptory a nervový oblouk. V mnoha studiích bylo prokázáno, že ve vláknech předního zkříženého vazy je velké množství těchto mechanoreceptorů, jako jsou Ruffiniho tělíška (nacházejí se při povrchu vazy, zejména v jeho femorální části), Vater – Paciniho tělíška (přítomné na koncích LCA), receptory podobné Golgiho šlachovému tělísku (uloženy u úponů ligamenta a pod jeho synoviální membránou) a volná nervová zakončení (pravděpodobně nociceptory nebo také lokální efekторы s vazoaktivní funkcí) (Skoglund, 1983, Haus a kol., 1990), jež spolu s mechanoreceptory ze zadního a postranních vazů a z kloubního pouzdra hrají důležitou roli ve složité neurální síti propriocepce (Fromm, Kummer, 1994; Halata, Wagner, Baumann, 1999).

Bylo prokázáno, že během selektivních testů zaměřených na propriocepti kolene se po lézi LCA objeví snížení hodnot tohoto čítí (Barrack a kol., 1989). Dále bylo potvrzeno, že tento deficit zůstává i po chirurgickém zákroku (Co a kol., 1993). Ve světle těchto výzkumů je předpokládáno, že ztráta propriocepce z poraněného LCA může vézt k postižení koordinace kolenního kloubu a stabilizačních reflexů (Pitman a kol., 1992), jelikož změny periferních vstupních informací modifikují schopnost reakce somatosenzorického systému, což bylo prokázáno při testech se zvířaty, při nichž byla somatotopická organizace parietálního laloku náchylná ke změnám poté, co byl nepříznivě ovlivněn periferní nervový kmen (Wall a kol., 1986).

Ztráta těchto proprioceptivních schopností vede k funkčnímu deficitu kolena, který přetrvává i po anatomicky provedené artroskopické náhradě LCA, což zdůvodňuje i poznatky některých pacientů, kteří i po klinicky dobře provedené operaci, s optimálním stavem implantátu a dobrými výsledky v testech mechanické pevnosti kloubu uvádějí pocity instability. Jsou připomínány slabé korelace

mezi klinickými příznaky, hodnotícími škálami posuzující stav kolene a mezi spokojeností klienta a funkčními výsledky testů (Paterson, Trickey, 1983).

Barett hodnotil čtyřicet pět pacientů po ruptuře a rekonstrukci LCA. Klinické testy byly složeny ze subjektivního hodnocení stability, funkčního skóre a hodnocení propriocepce. Zatímco mechanická pevnost vazy jen slabě korelovala s pacientovou spokojeností a funkčními výsledky, úroveň propriocepce velmi odpovídala oběma těmto faktorům (Barett, 1991).

Bonfirm a kolektiv provedli studii, jež zahrnovala deset pacientů po rekonstrukci LCA a stejně velkou kontrolní skupinu zdravých probandů. Hodnocení bylo založeno na percepci pozice kolena v předdefinovaných úhlech, zpoždování hamstringového reflexu a posturální kontrole při stoji na jedné a obou nohách. Autoři došli k závěru, že i po rekonstrukci zůstávají motorické senzitivní deficity, což může být nedostatkem proprioceptivního feedbacku (Bonfirm a kol., 2003).

Ztráta proprioceptivních schopností může být dána i faktem, že je tradičně zbytek přetrženého ligamenta i se zbytkem mechanoreceptorů odříznut a vyjmut před tím, než je voperován štěp, jelikož toto vyjmutí zlepšuje přehlednost a technické prostředí operace a pomáhá zredukovat artrofibrotické změny (Mayr, Weig, Plitz, 2004). Čítí z LCA musí být tedy nahrazeno nepoškozenými receptory z ostatních kolenních vazů a z pouzdra. Takto poškozené koleno se však pohybuje v nefyziologických osách, což má za následek alteraci pohybů a způsobu držení těla (Berchack et al., 1990).

Přitom dle Dentiho a kolektivu bylo pomocí aplikace zlatochlorečné směsi zjištěno, že ještě tři měsíce po lézi je v přetrženém zbytku stejné množství morfologicky nezměněných mechanoreceptorů. Po půl roce počet receptorů značně poklesl, po jednom roce od poranění úplně chyběly. Tyto poznatky by mohly do budoucna determinovat trendy v operacích LCA a jejich brzkém provádění (Dhillon, Bali, 2011).

## **8.2 Vliv deficiencie LCA na posturální kontrolu**

Pokud seřadíme nerůznější výzkumy chronologicky, testovali v počátcích výzkumů různí autoři statickou posturální kontrolu (tzn. kontrolu za klidného stoje). O'Connell porovnával výsledky u patnácti probandů po ruptuře předního zkříženého

vazu a u patnácti zdravých pacientů ve stoji na obou a na jedné dolní končetině se zavřenýma a otevřenýma očima a ve stoji na kulové úseči. Nenalezl však žádné signifikantní rozdíly, a to ani mezi oběma dolními končetinami, ani mezi jednotlivými testovanými skupinami (O'Connell, 1998). Dle Koláře však nejsou při takovémto testování kladeny na oblast kolene dostatečně velké nároky (Kolář, 2010).

Naproti tomu Hoffman (1999) testoval rozdíly v dynamické rovnováze mezi probandy po LCA plastice a kontrolní skupinou. Při prvním pokusu probandi absolvovali prostý stoj na stabilometrické plošině na jedné noze. Zde byly výsledky podobné. Pro měření dynamické rovnováhy bylo použito testování, kdy byl probandovi po osmi až dvanácti vteřinách stimulován nervus tibialis, díky čemuž došlo ke kontrakci musculus triceps surae a posunu centra tlaku dorzálně. Pro opětovné získání rovnováhy osoby po plastice vazu potřebovaly delší časový úsek než jedinci zdraví. Mezi jednotlivými končetinami u jednoho probanda nebyly zjištěny žádné větší rozdíly.

Dalšími, kdo zkoumali dynamickou posturální kontrolu, byli Meighan a kolektiv (2003), a to na souboru ženských vrcholových sportovkyň. Bylo testováno dvacet čtyři prvoligových basketbalistek, volejbalistek a fotbalistek, které byly rozděleny do dvou skupin – probandky po rekonstrukci předního zkříženého vazu a zdravé probandky. Tyto osoby byly testovány při doskoku na jedné noze a bylo měřeno, jak dlouho jim trvá dostat se do rovnovážné pozice. Výsledný vektor času potřebný k dynamické stabilizaci ukázal, že ženám po plastice LCA trvalo déle najít rovnováhu než probandkám v kontrolní skupině (2,01 sekundy versus 1,9 sekundy), navíc i poté zde byly naměřeny kratší stojné časy s rychleji se měnícími momenty sil. To ukázalo, že i prvoligové atletky s mechanicky úspěšnou rekonstrukcí vazu a se schopností navrátit se zpět do plného sportovního nasazení mohou stále vykazovat nedostatky při dynamické stabilizaci během úkonů, jež napodobují běžnou sportovní aktivitu, přičemž tato dynamická posturální kontrola je nezbytná nejen při vysoce náročných fyzických aktivitách, ale i při běžných denních činnostech a může způsobovat větší riziko znovuobjevení zranění či větší námahu okolních tělních struktur.

### 8.3 Vliv deficiencie LCA na celotělovou muskulaturu

Jako první lze u pacienta s lézí LCA sledovat oslabení musculus quadriceps femoris. Ve studiích Kunnuse a kolektivu (1991) a Hurleyho (1992) bylo demonstrováno, že svalová rehabilitace tohoto svalu je poté velmi obtížná a zdoluhavá. Bylo prokázáno, že neschopnost plně aktivovat tento sval volně přispívá k deficitu končetiny a může hatit efektivní fyzioterapii (Hurley a kol., 1994, Urbach, 2000). Toto oslabení je pravděpodobně způsobeno artrogenní svalovou inhibicí nebo reflexní inhibicí, nejspíše proto má fyzioterapie jen malý pozitivní efekt na oslabení volní aktivace svalu po ruptuře LCA (Hurley a kol., 1992; Urbach a kol., 2000).

V novější studii se Urbach a kol. (2001) věnuje výzkumu, zda toto oslabení přetrvává i po rekonstrukci vazů. Měření se zúčastnilo dvanáct mužů s rupturou předního zkříženého vazů, a to před operací a dva roky po operaci. Dále byla studována stejně velká kontrolní skupina dvanácti zdravých mužů. Testování zahrnovalo měření maximální volní izometrické kontrakce, test kolenní stability a test IKLSEF (International Knee Ligament Standart Evaluation Form) a test TAS (The Tenger Activity Score), z nichž měla být patrná reálná síla svalu. Výsledky před operací ukazovaly deficit volní aktivace quadricepsů u osob s lézí LCA, a to na obou dolních končetinách. Dva roky po rekonstrukci se volní aktivace bilaterálně zlepšila, stále však nedosahovala úrovně probandů v kontrolní skupině. Největší zlepšení bylo patrné u osob, které se po operaci navrátily k vysoké fyzické aktivitě. Avšak i přes tento faktor přetrvával deficit volní kontrakce bez ohledu na klinické výstupy stability, které byly v pořádku.

V kontextu těchto závěrů řešila Nedomlelová (2009) ve své diplomové práci timing svalů zapojujících se do pohybových stereotypů ve funkčních zkouškách jako je výstup na schod, minidřep a vstávání ze sedu. Hodnocení prováděla pomocí povrchové polyelektromyografie, a to v období těsně po operaci a dva až tři roky po operaci. Tři operované probandy srovnávala se skupinou deseti zdravých lidí. Při měření po delší době se u pacientů po rekonstrukci zlepšila synchronizace jednotlivých svalů, avšak timing zapojování jednotlivých svalů byl již jiný, než tomu bylo u zdravých osob. Tento závěr vyšel jak po operaci BTB štěpem, tak po operaci štěpem z hamstringů.

Somatosenzorické informace z dolních končetin jsou také velmi důležité pro posturální kontrolu těla (Inglis, 1994). Z toho důvodu byla prováděna měření i ostatních svalových skupin celotělové muskulatury. Například Tecco a kolektiv (2007) hledali spojitost mezi poraněním předního zkříženého vazů a celotělovou muskulaturou. Dvacet pět probandů se zraněním LCA na levé noze bylo srovnáváno s kontrolní skupinou zdravých jedinců. Pomocí povrchové elektromyografie (dále EMG) byla sledována svalová aktivita těchto svalů: musculus masseter, musculus anterior temporalis, musculus posterior cervicalis, musculus sternocleidomastoideus, horní a dolní trapezius. Byla sledována EMG aktivita každého svalu oboustranně a také index asymetrie zapojení jednotlivých svalů na obou opačných stranách. Subjekty s LCA lézí prokazovaly signifikantní nárůst asymetrického indexu svalového EMG pro horní trapezius na mandibulární klidové pozici. V kontrolní skupině v klidu vykazoval anterior temporalis a masseter signifikantně nižší EMG aktivitu, a to vpravo i vlevo. Stejný nález byl proveden na svalové EMG aktivitě sternocleidomastoideu a dolního trapézu. Naopak u skupiny s poškozeným vazem byla na pravé straně neměřena nižší aktivita temporalis anterior a masseteru.

#### **8.4 Vliv deficiencie LCA na nervovou soustavu**

Schutte (1987) popsal neurologickou kompozici předního zkříženého vazů, zejména přímý spoj z LCA do míchy a supraspinálních zón. Uvádí, že pokud jsou spoje v tomto nervovém propojení narušeny, je porušena i funkce celého systému, což se v případě námahy projeví deficitem v posturální kontrole. Tento stav může přetrvávat i po rehabilitaci a návratu k pohybové aktivitě.

To, že poranění předního zkříženého vazů má vliv i na centrální nervovou soustavu, potvrdil i výzkum Valerianiho a kolektivu (1996). Ti koumalí takzvané somatosenzorické evokované potenciály (SEP) v mozku po elektrické stimulaci nervus peroneus communis v oblasti kolenního kloubu, a to nad odstupem sensorických drah zásobujících LCA. Testů se zúčastnilo deset pacientů s lézí tohoto vazů. Sedm z nich vykazovalo snížený signál P27 z kůry mozkové, zatímco spinální a lemniskový signál (N14, P20) zůstaly neporušeny. Při testech nervus tibialis byla stejným způsobem naměřena vždy fyziologická odpověď. Dle autorů tyto výsledky znamenají dysfunkční vedení centrálního signálu pro signál z peroneálního nervu umístěný nad úrovní mediálního lemnisku a reorganizaci centrální nervové soustavy



v této oblasti. Tuto skutečnost si vysvětlují jak progresivním nahrazováním kortikální reprezentace nervus peroneus communis aferentními vstupy z nejbližšího okolí vazy, tak reorganizací spinálních neuronálních drah v důsledku snížených sensorických vjemů z tohoto peroneálního nervu, jelikož již v pracích Mezernicha (1983, 1984), jenž prováděl testy na zvířatech, lze pozorovat, že kortikální region reprezentující poškozený nerv je progresivně nahrazován vjemy z nejbližších receptorů. Topografická spinální mapa v mozku představující poškozené nervy podstupuje modifikace během expanze vjemů z okolních oblastí (Devor, Wall, 1981).

V jiné studii Kapreli (2009) testuje magnetickou rezonanci u pacientů po poranění LCA. Zjistil, že tito probandi v porovnání se zdravými jedinci vykazují sníženou aktivaci několika senzomotorických oblastí a naopak zvýšenou činnost třech odlišných lokalit mozkového kortexu. Což opět svědčí o reorganizaci drah v rámci centrální nervové soustavy.

Po poškození předního zkříženého vazy můžeme též sledovat změny v reflexech probíhajících na spinální úrovni. Beard (1993) studoval třicet pacientů s jednostrannou LCA deficiencí a zjistil, že zpoždování hamstringového reflexu u poraněné dolní končetiny bylo téměř dvojnásobné než u zdravé (99 milisekund versus 53 milisekund). Signifikantní korelace byla nalezena mezi rozdílnou latencí a frekvencí epizod pocitů podvrtnutí.

Důvodem, proč dochází k těmto změnám, je podle autorů buď odstranění propioceptivních receptorů obsažených v předním zkříženém vazy (viz kapitola „Vliv deficience LCA na propioceptivní cití“), nebo změny způsobené primární dysfunkcí a bolestivostí kloubu. Zjednodušeně, během bolesti jsou vylučovány specifické chemické substance, které přes senzitivní zakončení nervů způsobují abnormalitu vysílaných signálů do nervové soustavy, a tyto signály přes vliv  $\gamma$  - motoneuronů pozměňují odpověď organismu na další podněty (Mir, 2008).

## **8.5 Vliv deficience LCA na druhostrannou končetinu**

Mnoho autorů uvádí po poškození předního zkříženého vazy změnu funkcí i druhostranné dolní končetiny (Ageberg, 2008; Johansson, 1991, Gauffin, 1990). Názorů je mnoho. Jeden pohled spojuje dohromady veškeré změny popsané v předchozích kapitolách (tzn. odstranění propioceptorů v rámci LCA, změnu propioceptivních signálů jdoucích do nervové soustavy, změnu motorických

programů na úrovni mozku, změnu práce svalů v rámci celotělové muskulatury, tudíž i programů a svalů participujících na chování druhostranné dolní končetiny). Jiní autoři se domnívají, že tento stav je způsoben fyzickou inaktivitou následující ihned po poranění a dále po operačním výkonu (Johansson, 1991; Ageberg, 2008). Dle Véleho se během odlehčování neaktivuje správný paměťový vzorec zajišťující rovnoměrné rozložení váhy na obě končetiny při nejrůznějších statických a dynamických úkonech. Místo toho se častým opakováním fixuje vzorec špatný podporující asymetrii zatěžování končetin. Na přebudování motorického programu stačí šest týdnů (Véle, 1995).

Ať už je situace jakákoliv, Kolář (2010) nedoporučuje používat druhostrannou dolní končetinu při výzkumném procesu jako kontrolní. Přičemž podle Wikstroma (2006) a Harrisona (1994) má při testování dominance končetin na rozdílnost výsledků jen minimální vliv.

## **8.6 Další možné vlivy deficiencie LCA na organismus pacienta**

Přestože včasné vpravená náhrada předního zkříženého vazů do budoucna velmi eliminuje riziko zranění ostatních kolenních tkání – zejména menisků – ,není prevencí rozvoje artrotických změn (Irvine, Glasgow, 1992). Vznik pozdější artrózy může také ovlivnit typ operace, v případě štěpu z ligamenta patellae je zde přetrvávající femoropatelární bolest, zejména při aktivitách vyžadující klek na kolenou (Sadovský a kol., 2005). U štěpu z hamstringové skupiny je nevýhodou snížení síly flexe v kolenním kloubu a vnitřní rotace bérce (Sagawa a kol., 2002). Dále je důležitá zkušenost chirurga a pooperační aktivita (Hart a kol., 2007).

## 9 STABILITA A POSTURÁLNÍ STABILIZACE

### 9.1 Vysvětlení pojmu stabilita

Nejprve je důležité vymezit si několik základních pojmů. Říkáme, že se těleso nachází v rovnovážné poloze tehdy, když:

- výslednice vnějších sil na těleso působících je nulová;
- výslednice momentů těchto sil je rovněž nulová;
- těleso je v daném okamžiku v klidu.

Rozlišujeme tři typy rovnovážných poloh:

1. *Stabilní* – kdy při vychýlení tělesa z této polohy těžiště stoupá, potenciální energie tělesa roste a moment tíhové síly vrací těleso do původní polohy (např. kyvadlo);
2. *Labilní* – kdy při vychýlení těžiště a potenciální energie tělesa klesá, moment tíhové síly zvětšuje výchylku (např. obrácené – inverzní – kyvadlo); těleso v této poloze má tendenci zaujmout polohu stabilní;
3. *Volná* – kdy se výška těžiště a potenciální energie nemění, moment tíhové síly je nulový (např. kulička na rovném podkladě) (Bednařík, Široká, 2010; Bednář, 1999, Minárik, 2013).

U stabilní polohy mluvíme o stabilitě tělesa (její míře), přičemž stabilitu tělesa považujeme za tím větší, čím větší práci je nutno vykonat k převedení tělesa z rovnovážné polohy stabilní do rovnovážné polohy labilní (přičemž těleso nacházející se ve stabilní rovnováze může mít různou stabilitu vzhledem k různým směrům vychýlení). V tomto smyslu je stabilita labilní rovnováhy nulová (Bednařík, Široká, 2010; Bednář, 1999, Minárik, 2013).

Obecně lze říci, že stabilita tělesa je tím větší, čím větší má hmotnost, čím níže má těžiště a čím je vektorová přírma výsledné síly vzdálenější od klopné hrany (Minárik, 2013).

Z fyzikálního a biomechanického hlediska představuje stojící osoba těleso, které je upevněno pod těžištěm. Nastává tzv. labilní rovnovážná poloha: těleso se po vychýlení z této polohy ještě více vychýlí a samovolně se do rovnovážné polohy nevrátí. Z labilní polohy přechází těleso do stabilní (těžiště pod místem upevnění)

nebo volné rovnovážné polohy (upevnění v místě těžiště) (Bednařík, Široká, 2010; Bednář, 1999) .

Zjednodušeně si tedy představme lidskou kostru či mrtvé tělo (jež jsou připodobňovány k inverznímu kyvadlu či soustavě inverzních kyvadel). Při jejich vzpřímení by se ocitly v rovnovážné poloze labilní, přičemž by měly tendenci zaujmout rovnovážnou polohu stabilní – tj. spadly by do polohy vleže. Jak je možné, že živý bdělý člověk ve vzpřímené poloze nepadá? Odpovědí je stabilizace labilní polohy, a to svalovým systémem, a zejména systémem nervovým (Otáhal, Šorfová, 2011). Jak moc je toto působení důležité, je patrné např. pokud na člověka přijde spánek v poloze vsedě. Jakmile usne, tato aktivní nervosvalová kontrola se vypne a osoba má tendenci se z polohy labilní dostat do polohy stabilní, takže padá.

Aktivní udržování vzpřímené pozice člověka je nepřetržitý proces, kdy se mění (málo v klidném stoji, více např. při narušení stoje impulsem – viz naše úloha) poloha segmentů tak, aby byla tato labilní rovnovážná poloha celého těla zachována. Důležité je si uvědomit, že se jedná o děj dynamický a že v neinerciální vztažené soustavě spojené s touto osobou je podmínka „Těleso je v rovnovážné poloze, jestliže je vektorový součet všech sil, které na ně působí, i vektorový součet všech momentů těchto sil roven nule.“ splněna pouze při započtení všech sil včetně setrvačných (Šorfová, 2013).

## 9.2 Vysvětlení pojmu posturální stabilizace

Člověk se během evoluce vyvinul ve vzpřímeného tvora, který pro kontakt s opornou bází využívá při stoji, chůzi či běhu pouze dolní končetiny (tzv. bipední organismus). Při zaujetí tohoto základního postoje se nacházejí dvě třetiny jeho hmotnosti ve dvou třetinách výšky nad podložkou (Winter, 1995). Z pohledu biomechaniky by se dal přirovnat k inverznímu kyvadlu, to znamená, že funguje v labilní soustavě (Otáhal, Šorfová, 2011). Z tohoto důvodu je člověk přirozeně nestabilní (Winter, 1995).

Pokud se tělo nachází ve statické poloze (např. sed, vzpřímený stoj), zachovává si stálou pozici v rámci postavení organismu vůči okolnímu prostoru. Pokud se však podíváme na tuto záležitost podrobněji, nejde o čistě statický stav, ale spíše o jakýsi proces vyvažování přirozené lability pohybového aparátu. Nejedná se tedy o jednorázové zaujetí postavení, ale o permanentní zaujímání statické polohy.

Zároveň je důležité, aby během tohoto zaujímání nedocházelo k nezamýšlenému pádu. Tato schopnost se nazývá posturální stabilita (Kolář, 2009).

Z pohledu biomechaniky je lidský organismus souborem pevných, kapalných i plyných součástí. Ty jsou vůči sobě navzájem pohyblivé, tvoří vnitřní prostředí organismu a jsou oddělené od vnějšího prostoru kožním obalem. Proto je forma těla proměnlivá a ve vzpřímených pozicích nestabilní. Tato nestabilita propůjčuje tělu mobilitu, jež řídí centrální nervová soustava, která, pokud je správně korigována, umí polohu těla cíleně měnit, ale také ji stabilizovat. Avšak pojem „stabilita“ v biomechanice označuje chování pevných těles na podložce vůči působení zevních sil. Proto je nepříliš vhodné tento termín používat, jelikož, jak již bylo řečeno výše, tělo nemůžeme definovat jako pevné těleso, ale spíše jako polotekuté, jelikož jeho vlastnosti jsou proměnlivé. Pokud potřebuje zaujmout statickou výchozí polohu, musí být zajištěna činností svalového aparátu, jenž je řízen centrální nervovou soustavou. Z tohoto důvodu je přesnější nehovořit v případě lidského organismu o stabilitě, nýbrž o aktivní stabilizaci polohy těla (Véle, 2006).

Aby jedinec mohl vůbec ve vzpřímené pozici existovat, je třeba využít posturální stabilizaci, jež je zajištěna koordinovaným řízením centrálního systému. Tem ovlivňuje sílu a napětí systému svalového (Véle a kol., 2001). Dynamický proces posturální stabilizace tak participuje na všech pohybech těla (Kolář, 2006).

V souhrnu je tedy posturální stabilizace determinována jako proces zajišťování napřímeného držení těla, a dále jeho schopnost odpovídajícím způsobem reagovat na změny ve vnějším i vnitřním prostředí tak, aby nedocházelo k neúmyslnému a nekoordinovanému pohybu a narušení rovnováhy (Kolář, 2006).

### **9.3 Řízení posturální stabilizace**

Jak již bylo řečeno, je centrální pohybový program posturální stabilizace uložen v mozku. Je nadřazen spinální a kmenové úrovni řízení, je druhově specifický a jeho realizace se vyvíjí až v průběhu ontogeneze jedince, kdy dozrávají potřebné oblasti centrální nervové soustavy. Jeho smyslem je automaticky a podvědomě řídit pohyby a polohy těla (Kolář, 1998).

Aby se tento centrální pohybový program mohl vybavit, je pro něj stěžejní aktivita smyslových receptorů, a to zrakových, vestibulárních a propioceptivních. Nejrůznější experimentální práce potvrzují pro zajištění posturální stability

vertikalizovaného stoje zásadní význam zejména propioceptivní složky, která podává informace o podmínkách a změnách vnitřního a zevního prostředí, jež přicházejí do centrální nervové soustavy a udávají formu centrálního pohybového programu a jím vybaveného stabilizačního procesu (Lajnerová, 2010). Pro vertikalizované postavení těla jsou nejpodstatnější informace z hlavy, páteře, pánve a dolních končetin.

Podkapitola „Vliv deficitce LCA na propioceptivní čítí“ se zabývá množstvím propioceptorů přítomných v předním zkříženém vazů. Pokud má centrální nervový systém snížené kvantum senzoričkých vjemů z této oblasti, snižuje se jeho způsobnost adekvátně plně stabilizovat celou dolní končetinu, a to tím spíše, že zbylé hluboké čítí z oblasti kolenního kloubu není zcela fyziologické (Hoffman a kol., 1999, Barret, 1991).

Z důvodu porušení propiocepce dochází tedy i k dysfunkci řídicích mechanismů, jež způsobují dále přítomnost funkčních patologií, což může například znamenat narušení fyziologického tonu ve svalových řetězcích, čímž je narušena ekonomičnost průběhu pohybů a mohou být přetěžovány určité oblasti pohybového aparátu. Vznikají dysfunkce motoriky, které vedou k nocieptivnímu dráždění, a to dále narušuje programování motoriky. Změněný motorický program pak přetrvává i po odeznění původního rušivého elementu (Rašev, 1999).

## 9.4 Úloha svalů v rámci posturální stabilizace

Napřímená pozice těla podléhá jednak fyzikálním parametrům, jako je gravitační síla, výška těla, rozměry a struktury jednotlivých tělních segmentů, vlastností oporné plochy a jednak svalové činnosti (Véle, 2006). Cílenou motoriku nelze uskutečnit bez přítomné úponové stabilizace svalu, jenž je za daný pohyb zodpovědný (Kolář, 2006). Zároveň, aby mohl tento sval nebo skupina svalů pohyb efektivně vykonat a působit zde jako takzvané „punctum mobile“, je třeba zastabilizovat celý trup, který zajistí optimální „punctum fixum“, rovněž udržované kontrakční silou svalových řetězců (Levit, 1999, Kolář, 2009).

Aby tato svalová souhra mohla fungovat, musí svaly střídat pracovní režimy vzájemné koaktivace (současné izometrické zapojení agonistů a antagonistů k zajištění statické polohy) a reciproční inhibice (agonista provádí pohyb, funkce antagonisty je potlačována). Z pohledu posturální stabilizace je důležitá především

svalová koaktivace. Pokud je narušena z důvodu např. poškození propiocepce, změny řídicích programů, poškozením svalových efektorů, lze předpokládat změny v průběhu posturální stabilizace (Kolář, 2011).

Pokud shrneme poznatky z předchozích kapitol, je tedy pro správný průběh posturální stabilizace potřebná fyziologická funkce propioceptivních receptorů, přenos informace z nich do centrální nervové soustavy, na jejich základě odpovídající, automatické a správné vybavení centrálního posturálního programu, jeho přenos na fyziologicky pracující svalové efekторы a zajištění zpětné vazby z celého průběhu. Pokud jsou tyto funkce narušeny, dochází k narušení procesu posturální stabilizace v rámci celého organismu. Manifestacím tohoto problému u pacientů s rekonstrukcí předního zkříženého vazy se zabývá kapitola „Vliv deficiencie předního zkříženého vazy na organismus pacienta“.

Diagnostikovat změněné posturální reakce je možné při nejrůznějších funkčních vyšetřeních. Jedním z nich může být vyšetření na stabilometrické plošině.

## 10 STABILOMETRIE

Nejprve je důležité vysvětlit pojem posturografie. „Posturografie (neboli stabilometrie) je obecný název, jenž spojuje techniky užívané ke kvantitativnímu (hodnocení míry) a kvalitativnímu zhodnocení (určování charakteru) posturální stabilizace při stoji (Sensagent, 2012).

V naší práci byly stabilometrické hodnoty měřeny na Kistler plošinách (<http://www.kistler.com>). Kistler plošina je pevná deska obdélníkového tvaru připevněná v rozích na čtyři pizelektrické triaxiální snímače. On-line v čase jsou zaznamenávány všechny tři složky reakční síly a výpočtem zjištěná pozice jejich působiště v rovině plošiny. Byly použity dvě plošiny – pro každou končetinu zvlášť. Výhodou tohoto kvalitního profesionálního zařízení je, že na rozdíl od některých jiných stabilometrů umí přímo změřit trojrozměrný prostorový vektor působící síly. Je vysoce citlivý a přesný, ale neudává informace o rozložení tlaku na ploskách nohou jako stabilometry kombinované se zařízením nazývaným pedobarograf (Otáhal, Šorfová, 2011).

Pokud by desky nebyly připevněny k podložce (ideálně by prokluzovaly), proband stojící na těchto plošinách by při vychýlení posunul tuto podložku. Tento posun se zobrazí ve formě aktuálních souřadnic tzv. Centra tlaku (označovaného zkratkou COP z anglického „Centre of pressure“) označených  $A_x$  (předozadní souřadnice odpovídající ose  $x$ ) a  $A_y$  (levoprávní souřadnice odpovídající ose  $y$ ). Tyto souřadnice jsou zaznamenány v čase  $t$  (v sekundách) a jsou naměřovány v metrech. Z těchto souřadnic lze odečíst průběh stabilizace. Jsou-li obě nohy v kontaktu s podložkou, leží COP, až na výjimky, někde uprostřed mezi oběma nohama. Je-li v kontaktu s podložkou jen jedna noha, je COP spočítáno v rámci plochy nohy (Jančová, 2009). Fakticky však k žádnému posunu nedochází, v principu měříme reakční sílu (všechny tři složky) v prostoru, dopočítáno je tedy působiště (o souřadnicích  $A_x$ ,  $A_y$ ) této reakční síly. Vypočítá se na základě tzv. rovnováhy sil. Jedná se o síly naměřené v jednotlivých rozích snímače. Výpočtem se najde působiště a výsledný vektor síly, který nahrazuje měřením zjištěné síly naměřené na jednotlivých snímačích plošiny.

Dále byly zaznamenány údaje o průběhu sil působících do podložky. Konkrétně se jedná o sílu  $F_x$  působící v předozadní ose  $x$ ,  $F_y$  působící v levoprávní ose  $y$  a sílu  $F_z$  působící v ose svislé k podložce (za naprosto klidného stoje by zde byla zaznamenána plná váha měřeného probanda). Po celkovém vektorovém sečtení těchto sil je



zaznamenána síla Ft. Tyto síly jsou měřeny v newtonech (N). Průběh všech těchto sil je měřen v závislosti na čase t udávaném v sekundách.

Stabilometrie a její průběh jsou někdy považovány pouze za objektivizaci Rombergova testu. Na rozdíl od subjektivního pozorování se však jedná o objektivní metodu, tzn. nezatíženou subjektivní interpretací, jejíž výsledky je možno dokumentovat graficky, a především numericky. To umožňuje přesnější hodnocení poruchy rovnováhy, porovnávání a archivaci výsledků (Wikipedia, 2001).

Rombergův test hodnotí statickou rovnováhu a provádí se s otevřenými a zavřenými očima ve čtyřech základních polohách. V každé následující poloze se zmenšuje plocha opory. Při testu jsou paže v připažení nebo v předpažení, oči zavřené nebo otevřené. Základní polohy jsou stoj normální, stoj spatný, stoj měrný (chodidla za sebou) a stoj na jedné noze (Multimediální atlas neurologických příznaků, 2003).

Můžeme se však i setkat s jinými typy Rombergova testu, kde jsou testovány jiné polohy s jinou kombinací zavřených či otevřených očí (Sportvital, 2012).

V našem případě byl využit normální stoj s otevřenými a zavázanými očima a stoj na jedné noze. Na rozdíl od klasického stabilometrického vyšetření nebyl klidový stoj vyhodnocen běžným způsobem. Hodnoceno bylo především vychýlení v důsledku úderu do oblasti pánve – velikost sil a pozice jejich působiště.

# 11 CÍLE PRÁCE

## 11.1 Cíl práce

Cílem mé diplomové práce je zjistit, zda má ruptura a následná plastika předního zkříženého vazů vliv na posturální aktivitu jedince při testování prostého stoje, stoje se zavázanýma očima a stoje na jedné noze, a to při vychýlení osoby pomocí impaktu kyvadlem, a zda je tato aktivita odlišná od ostatních zdravých osob.

## 11.2 Úkoly práce

- a) Provést literární rešerši k danému tématu;
- b) Určit metodický postup výzkumu;
- c) Provést měření a sběr dat;
- d) Provést analýzu naměřených dat;
- e) Vyhodnotit a interpretovat data.

## 11.3 Hypotézy práce

Na podkladě závěrů z odborné literatury a vlastních zkušeností jsem stanovila tyto čtyři hypotézy:

**H1:** Pokud je **osoba po ruptuře a plastice** předního zkříženého vazů v klidném stoji na obou nohách vychýlena zevním podnětem, **využije více při stabilizačních procesech neoperovanou končetinu** (stabilizační proces bude asymetričtější) než osoba bez tohoto poranění, a tato skutečnost se bude akcentovat s vyloučením zrakové kontroly.

**H2:** Pokud je osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů v klidném stoji na operované noze vychýlena zevním podnětem, bude **čas do opětovného získání stejné rovnováhy jako před vychýlením těla delší než u osob bez tohoto poranění.**

**H3:** Pokud je osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů v klidném stoji na neoperované noze vychýlena zevním podnětem, bude i v tomto případě **opětovné získání rovnováhy delší než u osob bez tohoto poranění.**

**H4:** Maximální rozkmit předozadní souřadnice  $A_x$  centra tlaku je ve stoji na jedné (operované) noze větší u lidí po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů než u lidí bez tohoto poranění.

## 12 METODIKA PRÁCE

### 12.1 Metodologický postup

Tato diplomová práce patří mezi empiricko-teoretické práce a byla zpracována jako analyticko-komparativní studie. Dělí se na dvě části. První je teoretická a je věnována základní anatomické a biomechanické problematice kolenního kloubu a předního zkříženého vazů, nejčastějším mechanismům jeho poranění a typům operačních úkonů vedoucích k plastice tohoto ligamenta, dále je nastíněna lékařem indikovaná pooperační péče. Nejdůležitější kapitola popisuje vliv deficiencie LCA na organismus pacienta a to i po plastice a dlouhodobém časovém úseku po této operaci. Kromě toho jsou zde zařazeny kapitoly charakterizující problematiku posturální stabilizace a stabilometrie.

K získání všech těchto informací jsem použila odbornou literaturu a články v zahraničních odborných periodících, které jsem našla v databázích PubMed a EBSCO.

V rámci výzkumné části bylo provedeno měření na stabilometrických plošinách, kde byla otestována probandova reakce ve stoji na obou končetinách s otevřenými a zavázanými očima a ve stoji na jedné končetině, kdy byl vychýlen zezadu pomocí přesně dávkovaného impaktu kyvadlem. Toto měření bylo provedeno u zdravých osob a u osob po poranění a plastice LCA a to alespoň rok po tomto zákroku. Data získaná při výzkumu byla podrobena analýze a interpretována.

### 12.2 Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo dvacet tři osob. Dvacet probandů patřilo do kontrolní skupiny zdravých osob, tři probandi byli po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů, a to alespoň rok po této operaci. Z dvaceti zdravých probandů byli dva vyřazeni, protože došlo k chybě přenosu dat z podložky do počítače. Zbylo tedy osmnáct zdravých osob.

Osoby v kontrolní skupině byly většinou z řad studentů UK FTVS, a to bez ohledu na pohlaví, ve věku 23–27 let (průměrný věk 24,7 roku, směrodatná odchylka 0,95 roku). U těchto lidí bylo dbáno na to, aby žádný proband neměl žádné hrubé odchylky v konfiguraci segmentů těla, žádné akutní onemocnění, žádnou akutní

či chronickou bolest. V anamnéze nikdo z nich neprodělal vážnější úraz páteře ani dolních končetin. Dále bylo důležité, aby netrpěl neurologickým onemocněním, onemocněním vestibulokochleárního aparátu ani onemocněním z oblasti interního oboru.

Osoby ve skupině probandů s plastikou LCA byly všechny ženy ve věku 22, 25 a 27 let s časovým odstupem od operace 1 rok, 3,5 roku a 6 let. Zranění bylo u všech přítomno na pravé dolní končetině. I v této skupině bylo dbáno na to, aby nebylo přidruženo žádné výše uvedené onemocnění.

Účast na měření byla dobrovolná, všichni probandi byli předem informováni o postupu a podepsali informovaný souhlas. Žádný z probandů neměl předchozí zkušenost s podobným testováním.

### **12.3 Měření proměnné, použité techniky**

Všem probandům byla odebrána anamnéza, aby se vyloučila přítomnost onemocnění, která by mohla ovlivnit naměřené výsledky (tzn. jiné úrazy dolních končetin, pánve a páteře, neurologická onemocnění jako je např. polyneuropatie, onemocnění vestibulokonchleárního aparátu, akutní onemocnění atd.). V případě jedinců po plastice předního zkříženého byl kladen důraz na rekonvalescenci trvající minimálně jeden rok po operativním výkonu, aby se zabránilo zkreslení z důvodu bolestivosti, či povinnému odlehčování kloubu.

Všichni probandi dále podstoupili měření na stabilometrických plošinách, při nichž byli vychylováni z rovnováhy pomocí impaktu kyvadlem.

Náraz kyvadlem lze specifikovat takto:

- Hmotnost narážejícího kyvadla je do 2 kg;
- Délka ramene kyvadla je 1,52 cm;
- Místo nárazu do těla je řádově centimetry vzdáleno od klidové polohy kyvadla;
- Náraz probíhá do měkké tkáně;
- Náraz do obou nohou zároveň je symetrický.

Síla a rychlost nárazu je definována takto:

- rychlost nárazu:

$\Delta h$  = rozdíl h kyvadla od země v klidové poloze a v maximální poloze, odkud je kyvadlo spuštěno

$$h_{\text{klid}} = 0,63 \text{ m}$$

$$h_{\text{max}} = 0,885 \text{ m}$$

$$\Delta h = 0,255 \text{ m}$$

$$v \text{ (rychlost nárazu)} = \sqrt{2 * g * \Delta h} = \sqrt{2 * 9,823 * 0,255} = \mathbf{2,24 \text{ m/s}}$$

– síla nárazu:

$$m = 2 \text{ kg};$$

$$\Delta t \cong 0,1 \text{ s}$$

$$\mathbf{F_{\text{nárazu}} = m * v / \Delta t = 2 * 2,238 / 0,1 \cong 45 \text{ N}}$$

Rychlost nárazu je tedy 2,24 m/s, síla nárazu je přibližně 45 N. Tato síla by neměla být pro probanda zatěžující tak, aby testování nezvládl. Rozdíly v důsledcích impaktu mohou být způsobeny charakterem probandovi tkáně a jeho hmotností, ta jsou však pro potřeby měření zanedbatelné.

## 12.4 Technické vybavení pro výzkum

Pro měření bylo třeba použít kyvadlo. Jak již bylo uvedeno výše, jeho hmotnost činila 2 kilogramy a délka jeho ramene byla 1,52 metru. Dále byl využit stojan, od kterého bylo kyvadlo volně spouštěno, aby byla definována konstantní vzdálenost, ze které dochází k impaktu.

Dále byly k měření použity stabilometrické plošiny značky Kistler zabudované do podlahy laboratoře.

Naměřená data byla zaznamenávána počítačem pomocí programu náležejícímu k tomuto zařízení. Odtud byla transportována do programu Microsoft Excel, v němž byla vyhodnocována.

## 12.5 Provedení testování

Při prvním testování se každý proband postavil na dvě stabilometrické plošiny tak, aby měl nohy v šíři kyčlí, ruce podél těla, pohled namířen před sebe, hlavu vytaženou do výšky (byla snaha využít co nejpřirozenější stoj, který pacient používá, avšak tak, aby tento stoj byl definovatelný pro všechna měření na probandech). V této chvíli bylo naměřeno, jakými silami působí do pravé a jakými do levé plošiny. Poté byl pacient vychýlen kyvadlem impaktem do úrovně pod hýžděmi. Pokyn zněl, aby se snažil nechat se co nejméně vychýlit.

Posléze byly probandovi zavázány oči a impakt byl opakován ve stejném postoji a za stejných podmínek, jako u prvního měření.

Nato byl šátek přes oči odstraněn a pacient byl instruován, aby si stoupl na jednu nohu doprostřed jedné stabilometrické plošiny, druhá dolní končetina byla nadzvednuta nad podložku a svírala úhly cca devadesát stupňů v kolenním kloubu a cca sto deset stupňů v kloubu kyčelním, trup vzpřímen, ruce podél těla, hlava vytažena vzhůru, pohled směřoval před sebe. Poté byl pacient opět vychýlen kyvadlem a jeho úkolem bylo znovu nechat se co nejméně vychýlit a nepoložit odlehčenou končetinu na zem. Posléze byly obě končetiny vystřídány.

Probandi byli vysvěčeni do spodního prádla, neměli ponožky ani obuv.

Každé jedno měření trvalo deset vteřin.

## 12.6 Zpracování a analýza dat

Během testování byla naměřená data zaznamenána do programu Kistler. Z něj byla posléze importována do programu Microsoft Excel, kde byla analyzována a vyhodnocena.

Konkrétně byly zaznamenány tyto parametry:

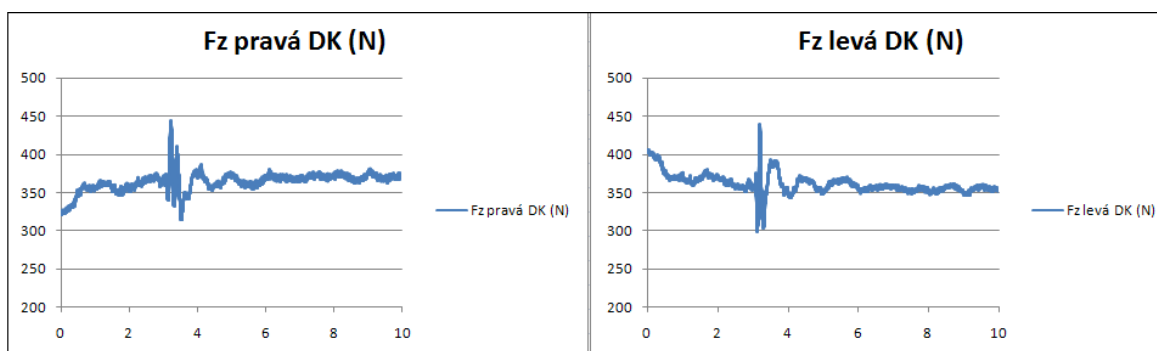
- průběh síly  $F_x$ , kterou působil proband do podložky v předozadním směru;
- průběh síly  $F_y$ , kterou působil proband do podložky v pravolevém směru;
- průběh síly  $F_z$ , kterou působil proband do podložky ve svislém směru;
- průběh síly  $F_t$ , která je výsledná a vznikne vektorovým součtem sil  $F_x$ ,  $F_y$  a  $F_z$ ;
- souřadnice centra tlaku  $A_x$  (předozadní) a  $A_y$  (levoprává);
- čas měření s přesností na tisícinu sekundy.

BioWare 3,0 Export												
Device:	metal 1 92	metal 1 92	metal 1 92	metal 1 92	metal 1 92	metal 1 92	metal 1 92	glass plate	glass plate	glass plate	glass plate	glass plate
Samples (#):	2000	2000	2000	2000	2000	2000	2000	2000	2000	2000	2000	2000
Rate (Hz):	200	200	200	200	200	200	200	200	200	200	200	200
Contact period start (sample #):	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Contact period end (sample #):	1999	1999	1999	1999	1999	1999	1999	1999	1999	1999	1999	1999
Contact period start time (s):	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Contact period end time (s):	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995	9,995
First sample time (s):	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Normalized force (N):	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75
Normalized length (m):	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74	1,74
abs time (s)	Fx	Fy	Fz	Ft	Ax	Ay	Fx	Fy	Fz	Ft	Ax	Ay
	N	N	N	N	m	m	N	N	N	N	m	m
0	-2,38125	-21,665	271,202	272,0764	-0,11234	0,192773	-4,87017	-19,7721	247,1895	248,0268	0,090631	0,196071
0,005	-2,22191	-21,9832	272,481	273,3753	-0,11115	0,192177	-5,17948	-19,2566	246,7879	247,5922	0,090447	0,19434
0,01	-2,06035	-21,6647	271,0497	271,9219	-0,11213	0,192531	-4,66397	-20,5969	247,3902	248,29	0,09081	0,195257
0,015	-2,29991	-21,1889	271,2274	272,0635	-0,11193	0,1903	-5,17948	-21,3186	248,1934	249,1611	0,090226	0,197674
0,02	-2,13835	-21,6655	269,1589	270,038	-0,11192	0,193665	-3,94226	-20,7	246,3864	247,2858	0,092118	0,198843
0,025	-1,25141	-21,665	267,8812	268,7588	-0,11267	0,195064	-4,45777	-20,3907	246,1856	247,0688	0,092781	0,198783
0,03	-3,18685	-21,8246	266,9417	267,8513	-0,11216	0,194364	-4,97327	-20,4938	249,398	250,288	0,09207	0,196564
0,035	-1,9779	-21,5066	272,3492	273,2042	-0,11092	0,189951	-4,56087	-20,4938	246,5871	247,4793	0,091868	0,19913
0,04	-2,46037	-21,1082	268,9916	269,8297	-0,11226	0,193998	-4,87017	-20,9062	247,591	248,5198	0,092819	0,196293
0,045	-1,81744	-21,3478	268,0416	268,8965	-0,11268	0,194514	-4,97327	-21,1124	248,3941	249,3393	0,092733	0,196021
0,05	-1,81744	-21,3483	268,8231	269,6756	-0,11298	0,194291	-6,00429	-20,7	250,0003	250,9277	0,091945	0,196932
0,055	-1,97679	-21,2678	267,5684	268,4196	-0,11262	0,194481	-5,59188	-20,9062	251,0042	251,9354	0,092748	0,197303

Obrázek 1: Ukázkový záznam zobrazený v programu Excel

Z těchto údajů bylo spočítáno:

- 1) Jaké bylo maximum síly Fz vyvinuté do pravé (Fzp) a do levé podložky (Fzl); tato maxima byla sečtena, a tak bylo vypočteno celkové maximum síly Fz, kterou pacient působil svisle do obou podložek. Po odečtení těchto sil bylo zjištěno, jaký je rozdíl mezi těmito maximy, a tento byl převeden na procenta z celkového maxima Fz.

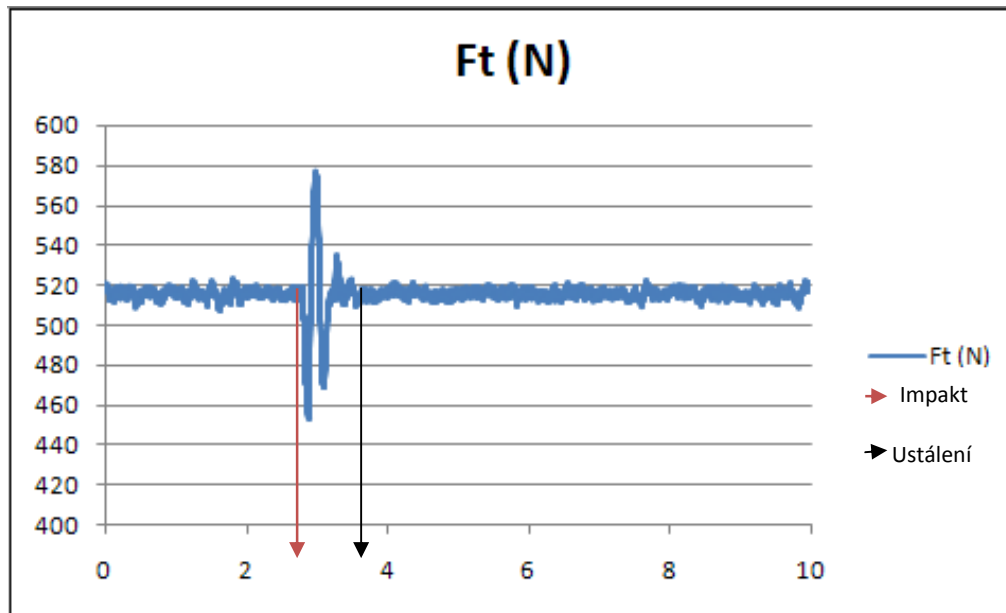


Graf 1: Ukázkové grafy průběhu síly Fz (v newtonech) v čase (v sekundách) ve stoji na obou nohách

- 2) Jaký byl čas, který proběhl od impaktu do opětovného ustálení (navrácení klidové amplitudy), a to ve stoji na jedné (pravé) noze a na jedné stabilometrické plošině – hodnoty času v době impaktu a v době ustálení byly vyčteny z grafu, a poté odečteny;

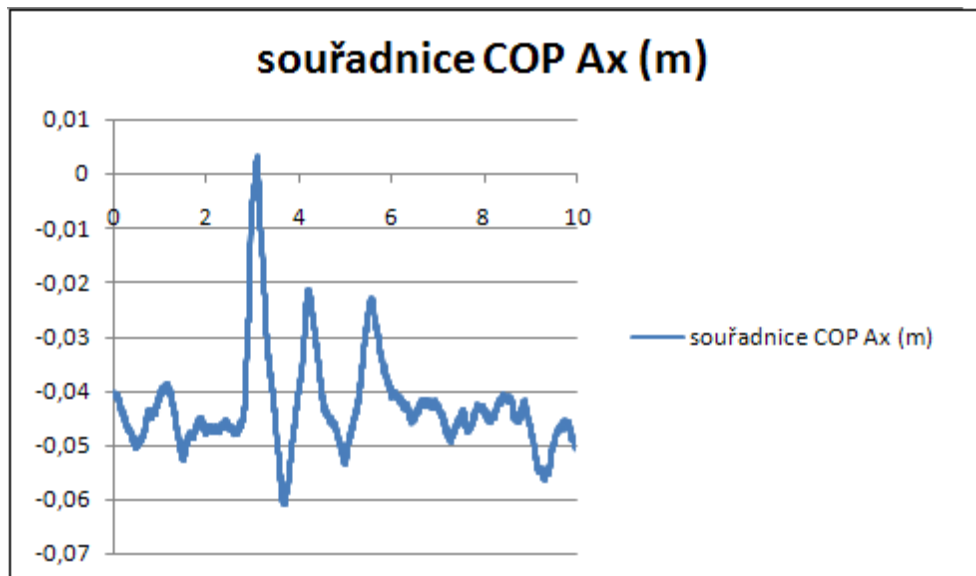


- 3) Jaký byl čas, který proběhl od impaktu do opětovného ustálení (navrácení klidové amplitudy), a to ve stoji na jedné (levé) noze a na jedné stabilometrické plošině – hodnoty času v době impaktu a v době ustálení byly vyčteny z grafu, a poté odečteny;



*Graf 2: Ukázkový graf průběhu výsledné síly  $F_t$  (v newtonech) ve stoji na jedné noze v závislosti na čase (v sekundách)*

- 4) Jaký byl maximální rozkmit (maximum a minimum) křivky zobrazující předozadní souřadnici centra tlaku  $A_x$  v závislosti na čase ve stoji na jedné (u probandů po operaci operované) noze – bylo zjištěno maximum a minimum křivky průběhu souřadnice  $A_x$  v čase, tato data byla dána do absolutních hodnot a podle vztahu vzhledem k nulové hodnotě křivky buď sečtena, nebo odečtena.



*Graf 3: Ukázkový průběh křivky zobrazující souřadnice centra tlaku Ax v čase*

Tyto vypočtené hodnoty jsem zprůměrovala u kontrolní skupiny a tento průměr jsem jednotlivě porovnávala se třemi probandy po plastice LCA, dále jsem u kontrolní skupiny u jednotlivých měření vypočítala směrodatnou odchylku, medián, maximum a minimum.

Naměřená data jsem převáděla do bodového grafu.

## 13 VÝSLEDKY

Nejprve jsou v této kapitole rozebrána data, která byla naměřena v kontrolní skupině zdravých jedinců. V druhé polovině se budeme zabývat jednotlivými probandy po plastice LCA.

### Výsledky měření u kontrolní skupiny

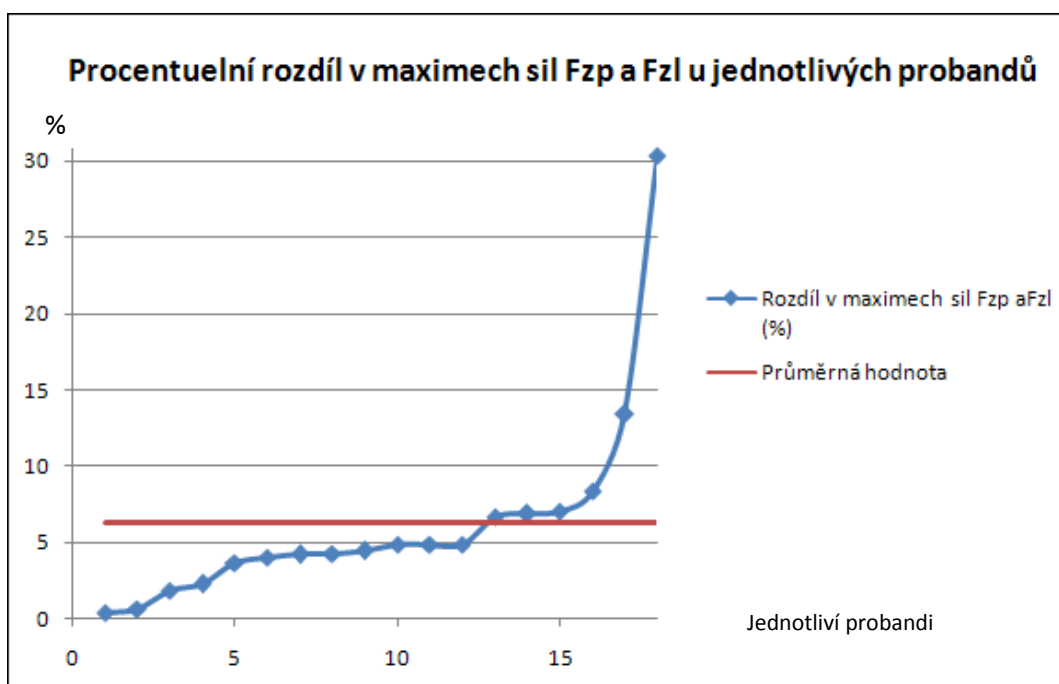
První hypotéza („Pokud je osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů v klidném stoji na obou nohách vychýlena zevním podnětem, využije více při stabilizačních procesech neoperovanou končetinu (stabilizační proces bude asymetričtější) než osoba bez tohoto poranění a tento proces se bude akcentovat s vyloučením zrakové kontroly.“) byla testována pomocí měření sil  $F_z$ , a to  $F_{zp}$  ( $F_z$  náležející pravé noze) a  $F_{zl}$  ( $F_z$  náležející levé noze), kterými působil proband do dvou plošin (každá noha na jedné plošině) ve svislém směru. U těchto sil bylo zjištěno jejich maximum ( $\max F_{zl}$  a  $\max F_{zp}$ ), které se projevilo ihned po impaktu kyvadlem, kdy se testovaný musel vyrovnat s vychylující silou tak, aby tuto sílu kompenzoval a udržel tak co nejvíce původní polohu stoje, kterou zaujal před vychýlením. Maxima sil  $F_{zp}$  a  $F_{zl}$  byla sečtena (obě síly působily ve stejném směru) a zjištěno maximum celkové síly  $F_z$  ( $\max F_z$ ). Poté byly  $F_{zp}$  a  $F_{zl}$  od sebe navzájem odečteny a zjištěn jejich rozdíl, který byl následovně převeden na procenta z celkového  $\max F_z$ . Tyto výpočty byly provedeny jak v případě stoje na dvou nohách s otevřenými očima, tak v případě stoje na dvou nohách se zavázanými očima, a to u všech probandů v kontrolní skupině (osmnáct).

Tabulkově a graficky znázorněné výsledky kontrolní skupiny vypadají takto:

1) S otevřenými očima:

Proband	Rozdíl v maximech sil Fzp aFzl (%)
1	0,44
2	0,65
3	1,88
4	2,29
5	3,69
6	4,05
7	4,23
8	4,31
9	4,45
10	4,85
11	4,86
12	4,9
13	6,67
14	6,88
15	7,01
16	8,36
17	13,37
18	30,37

Tabulka 1: Procentuelní rozdíl v maxFzp a maxFzl vzhledem k maxFz u jednotlivých probandů



Graf 4: Procentuelní rozdíl v maximech Fzp a Fzl z celkového maxFz u jednotlivých probandů a průměrná hodnota těchto rozdílů

Průměrná hodnota: 6,29 N

Maximum křivky: 30,37 N

Minimum křivky: 0,44 N

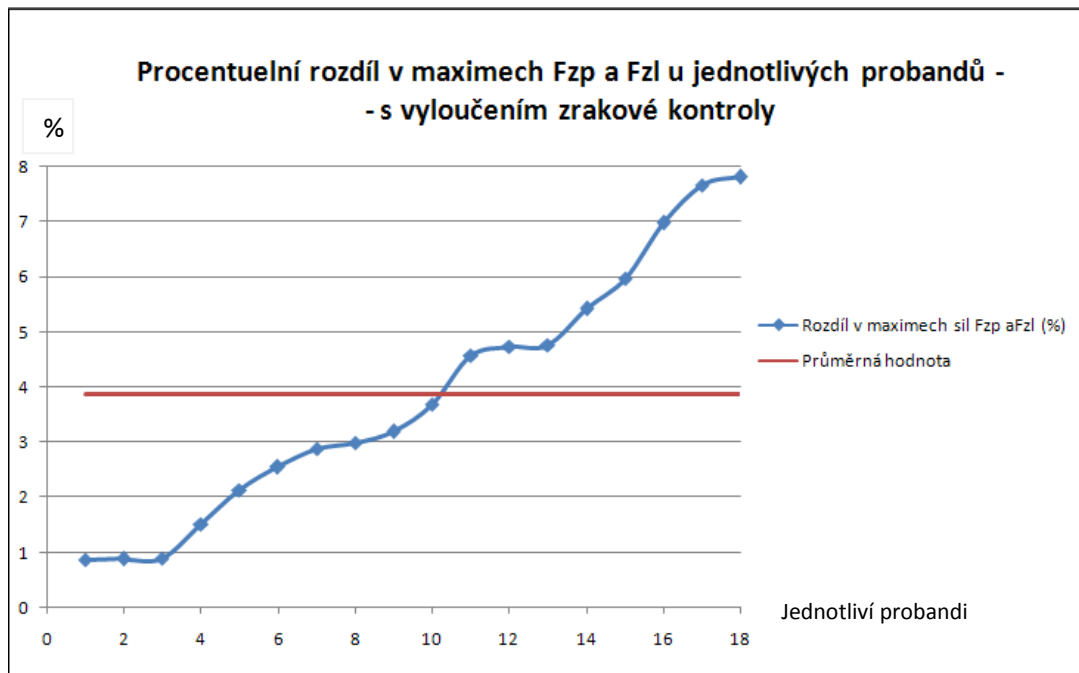
Medián: 4,65 N

Směrodatná odchylka: 6,52 N

2) Se zavřenýma očima:

Bez zrakové kontroly	
Proband	Rozdíl v maximech sil $F_{zp}$ a $F_{zl}$ (%)
1	0,87
2	0,88
3	0,9
4	1,52
5	2,14
6	2,55
7	2,88
8	2,99
9	3,19
10	3,69
11	4,57
12	4,74
13	4,76
14	5,42
15	5,98
16	6,98
17	7,67
18	7,81

Tabulka 2: Procentuální rozdíl v  $maxF_{zp}$  a  $max F_{zl}$  vzhledem k  $maxF_z$  u jednotlivých probandů s vyloučením zrakové kontroly



*Graf 5: Procentuelní rozdíl v maxFzp a maxFzl z celkového maxFz u jednotlivých probandů s vyloučením zrakové kontroly a průměrná hodnota těchto rozdílů*

Průměrná hodnota: 3,86 N

Maximum: 7,81 N

Minimum: 0,87 N

Medián: 3,44 N

Směrodatná odchylka: 2,21 N



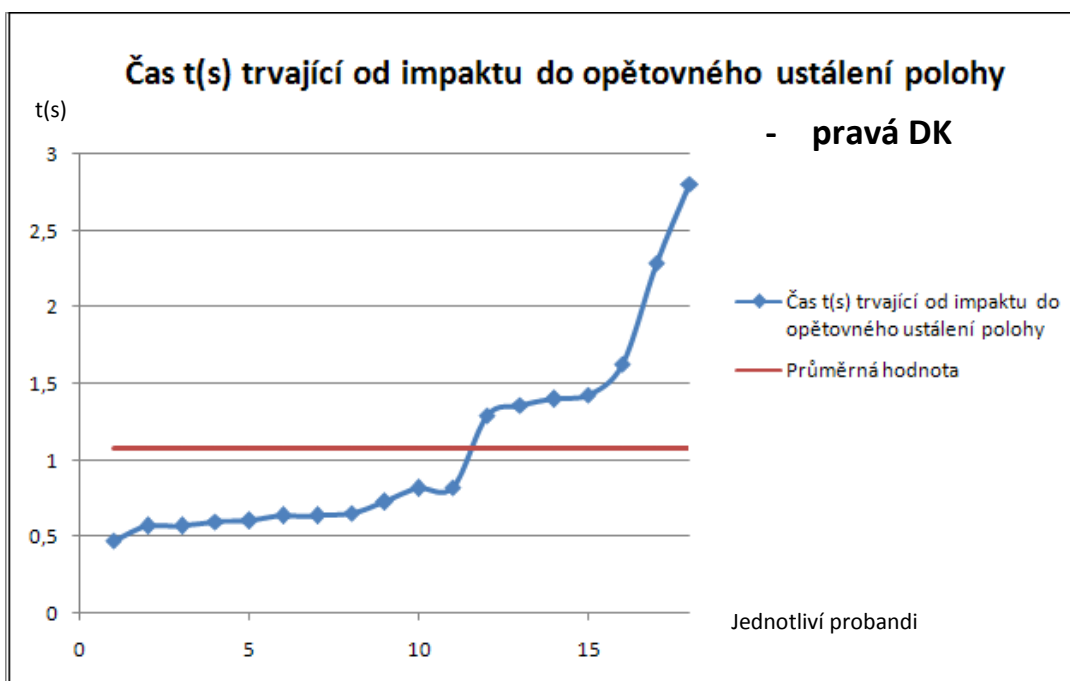
Graf 6: Porovnání výše uvedených křivek pro rozdíl maxim Fzp a Fzl u jednotlivých probandů – s otevřenýma a zavřenýma očima

Druhá hypotéza („Pokud je osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů v klidném stoji na operované noze vychýlena zevním podnětem, bude čas do opětovného získání stejné rovnováhy jako před vychýlením těla delší než u osob bez tohoto poranění.“) byla ověřována podle celkové síly  $F_t$ , jež je druhou odmocninou součtu druhých mocnin předozadně působící síly  $F_x$ , pravolevě působící síly  $F_y$  a svisle působící síly  $F_z$ . Z křivky průběhu této celkové síly v čase byl vyčten časový údaj, kdy byl testovaný impaktován, a dále časový údaj odpovídající okamžiku, kdy se křivka navrátila zpět do stejné amplitudy, resp. rozptylu, který vykazovala před samotným impaktem (čas ustálení). Tyto hodnoty byly od sebe odečteny, a byl tak získán výsledný čas od impaktu do opětovného ustálení. Hypotéza byla zjišťována z údajů pro pravou dolní končetinu, jelikož všechny probandky po operaci LCA měly poraněné pravé koleno.

Osmnáct probandů kontrolní skupiny mělo následující údaje:

Proband	Čas t(s) trvající od impaktu do opětovného ustálení polohy PDK
1	0,48
2	0,57
3	0,57
4	0,6
5	0,61
6	0,64
7	0,64
8	0,65
9	0,73
10	0,82
11	0,83
12	1,3
13	1,36
14	1,4
15	1,43
16	1,63
17	2,29
18	2,81

Tabulka 3: Hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla ve stoji na pravé dolní končetině



Graf 7: Křivka zobrazující hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla na pravé dolní končetině

Průměrná hodnota: 1,07 s



Maximum: 2,8 s

Minimum: 0,48 s

Medián: 0,77 s

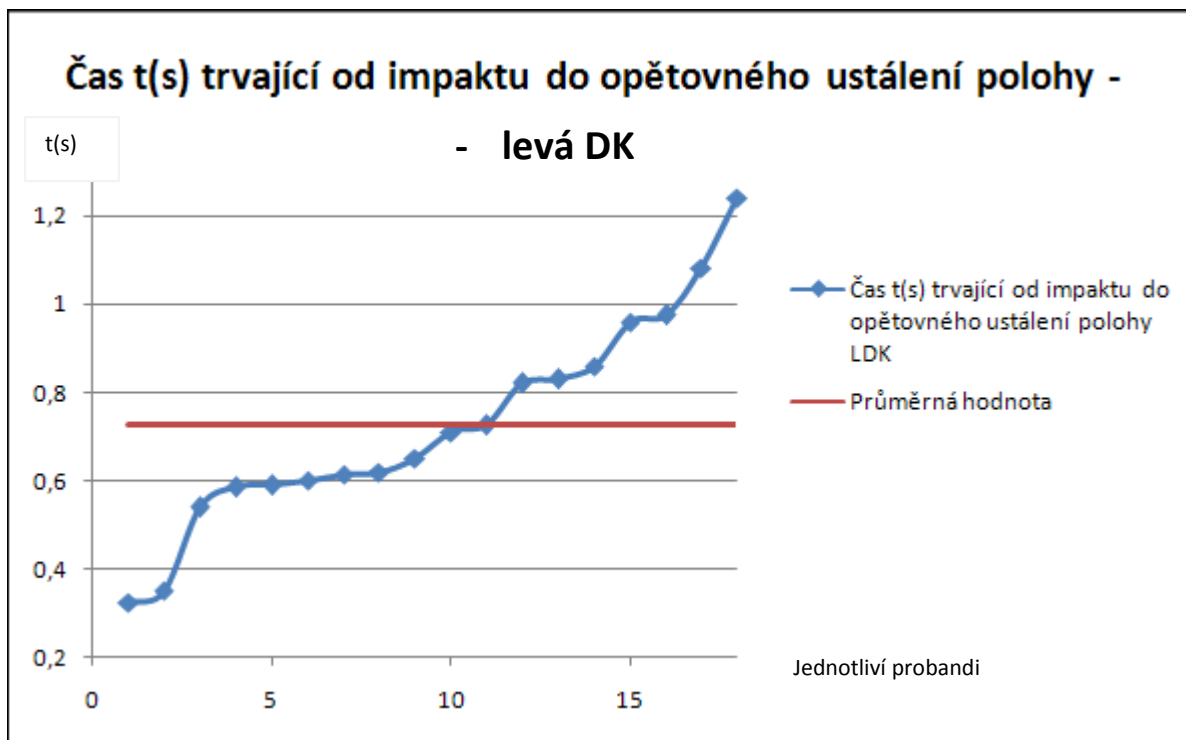
Směrodatná odchylka: 0,64 s

Třetí hypotéza („Pokud je osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů v klidném stoji na neoperované noze vychýlena zevním podnětem, bude i v tomto případě opětovné získání rovnováhy delší než u osob bez tohoto poranění.“) byla ověřována stejným postupem jako druhá, avšak na druhé – levé končetině.

Osmnáct probandů kontrolní skupiny mělo tyto hodnoty:

Proband	Čas t(s) trvající od impaktu do opětovného ustálení polohy LDK
1	0,32
2	0,35
3	0,54
4	0,59
5	0,59
6	0,6
7	0,62
8	0,62
9	0,65
10	0,71
11	0,73
12	0,82
13	0,83
14	0,86
15	0,96
16	0,98
17	1,08
18	1,24

Tabulka 4: Hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla ve stoji na levé dolní končetině



*Graf 7: Křivka zobrazující hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla na levé dolní končetině*

Průměrná hodnota: 0,73 s

Maximum: 1,24 s

Minimum: 0,33 s

Medián: 0,71 s

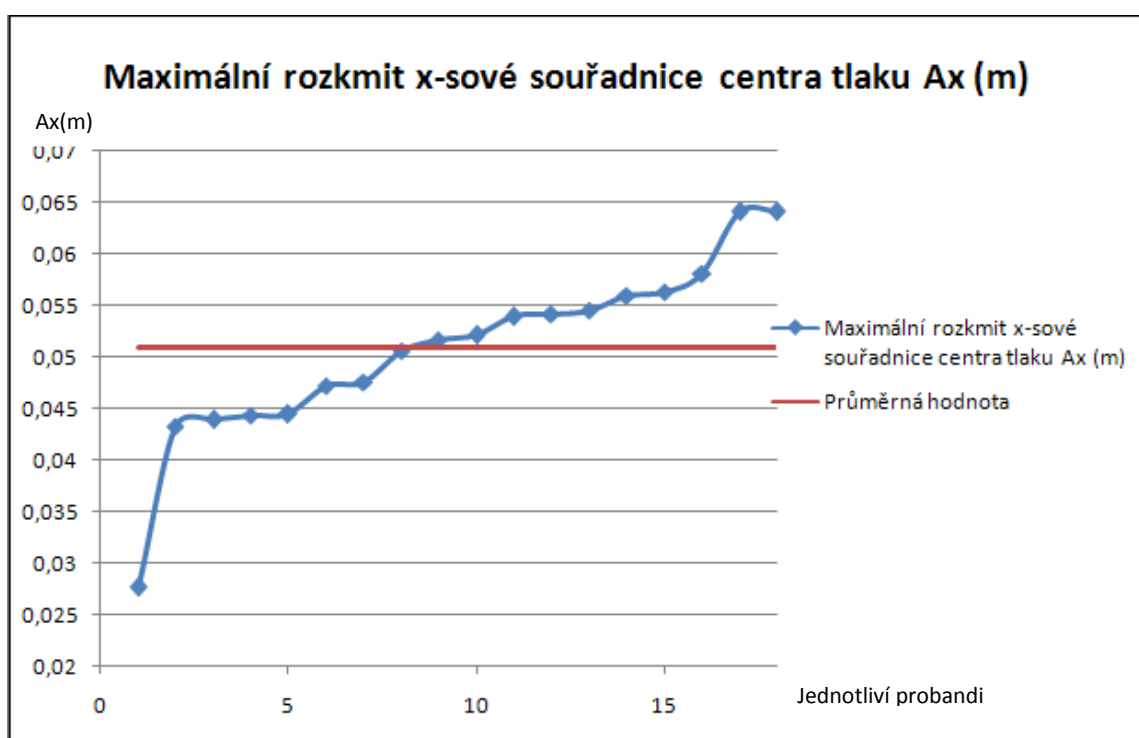
Směrodatná odchylka: 0,23 s

Poslední hypotéza („Maximální rozkmit předozadní souřadnice  $A_x$  centra tlaku je ve stoji na jedné (operované) noze větší u lidí po ruptuře a plastice předního zkříženého vazy než u lidí bez tohoto poranění.“) byla hodnocena podle naměřeného průběhu této souřadnice v čase a bylo zjištěno maximum a minimum těchto hodnot, z čehož byl spočítán maximální rozkmit těchto údajů.

Jednotlivé rozkmity u osmnácti probandů z kontrolní skupiny vypadají následovně:

Proband	Maximální rozkmit x-sové souřadnice centra tlaku Ax (m)
1	0,0277
2	0,0433
3	0,0439
4	0,0443
5	0,0445
6	0,0471
7	0,0476
8	0,0506
9	0,0517
10	0,0522
11	0,0539
12	0,0542
13	0,0545
14	0,0559
15	0,0563
16	0,0581
17	0,0641
18	0,0641

Tabulka 5: Jednotlivé rozkmity souřadnice centra tlaku Ax u probandů z kontrolní skupiny



Graf 9: Křivka jednotlivých rozkmitů souřadnice centra tlaku Ax u probandů z kontrolní skupiny

Průměrná hodnota: 0,0508 m  
Maximum: 0,06410 m  
Minimum: 0,0277 m  
Medián: 0,05171 m  
Směrodatná odchylka: 0,0083 m

## **Výsledky měření u jednotlivých probandů po plastice LCA**

### Proband č. 1:

Pohlaví: žena

Rok narození: 1986

Typ operačního výkonu: BTB plastika – štěp z ligamenta patellae

Úrazová anamnéza: obtíže začaly při snowboardingu v roce 2004, kdy po doskoku ze skokánku koleno oteklo a začalo bolet; v roce 2005 špatně došlápla při fotbale, poté provedena artroskopie v Motolské nemocnici – verifikován přetržený přední zkřížený vaz; v září 2005 provedena plastika vazů.

Pracovní anamnéza: studentka, brigádně pracuje jako fyzioterapeutka (cca 15 hodin týdně)

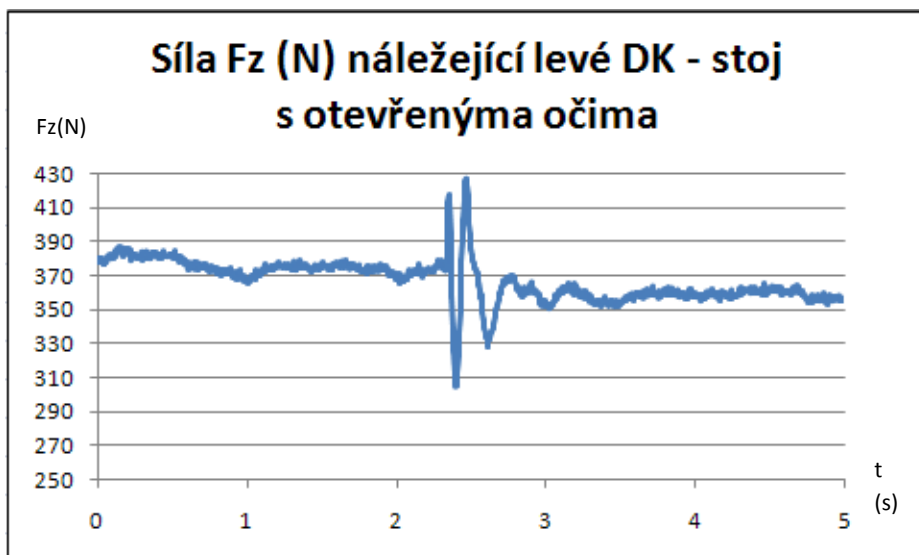
Historie zatěžování: v mládí gymnastika a šestkový volejbal, po operaci sport jen rekreačně (lyže, volejbal, plavání, in-line brusle, H.E.A.T.)

Výška: 165 cm      Váha: 70 kg      BMI: 25,71 (nadváha)

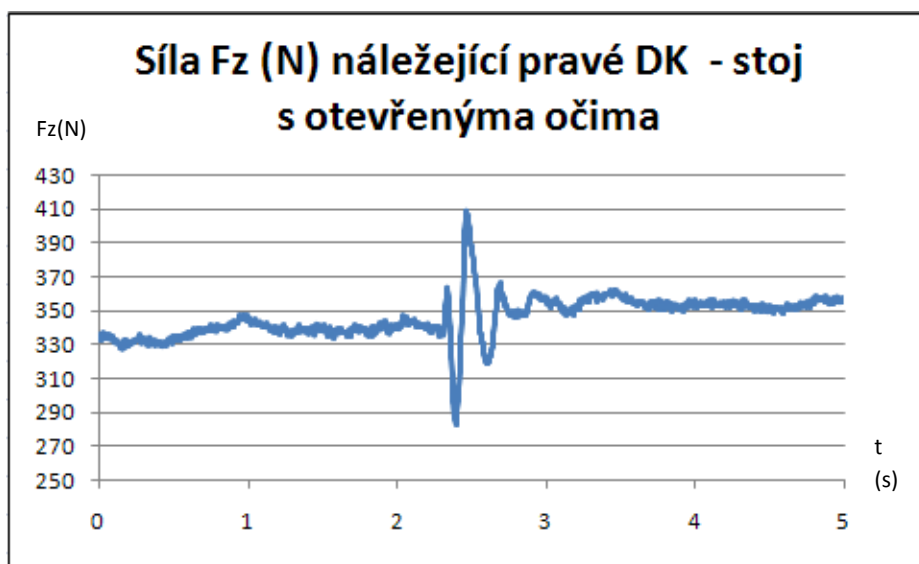
Výsledky měření dopadly takto:

**1. Hypotéza** – byla zkoumána pomocí procentuelních rozdílů mezi maxFz levé dolní končetiny a maxFz pravé dolní končetiny, a to při otevřených a zavázaných očích:

- S otevřenými očima vypadají výsledky následovně:



*Graf 10: Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji s otevřenýma očima*



*Graf 11: Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji s otevřenýma očima*

Max  $F_{zl}$ : 426,68 N

Max  $F_{zp}$ : 408,63 N

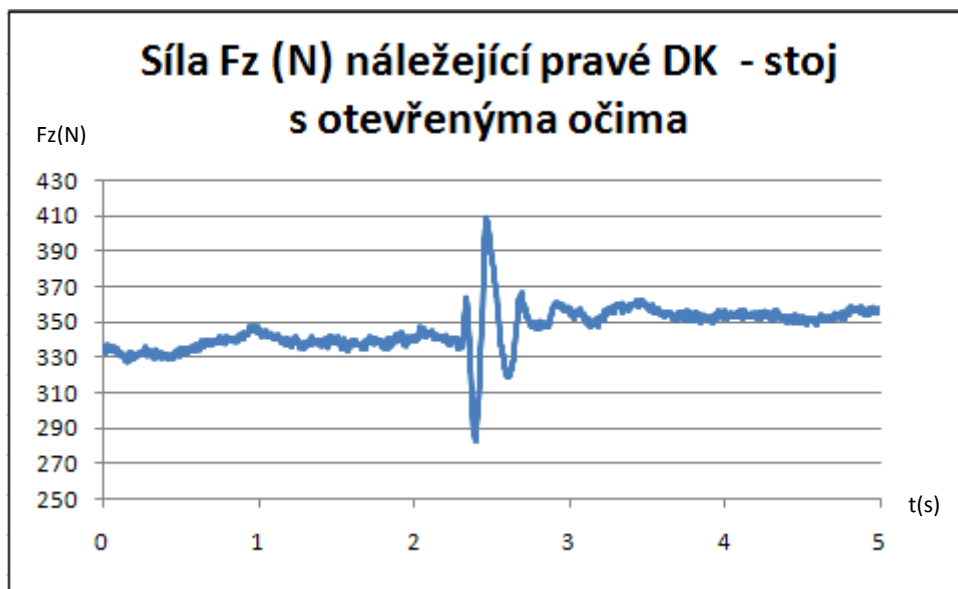
Max  $F_z$ : 835,31 N

Procentuelní rozdíl max  $F_{zl}$  a  $F_{zp}$ : 2,16 %

– Se zavázanýma očima vypadají výsledky následovně:



Graf 12: Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji se zavázanýma očima



Graf 13: Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji se zavázanýma očima

Max  $F_{zl}$ : 412,71 N

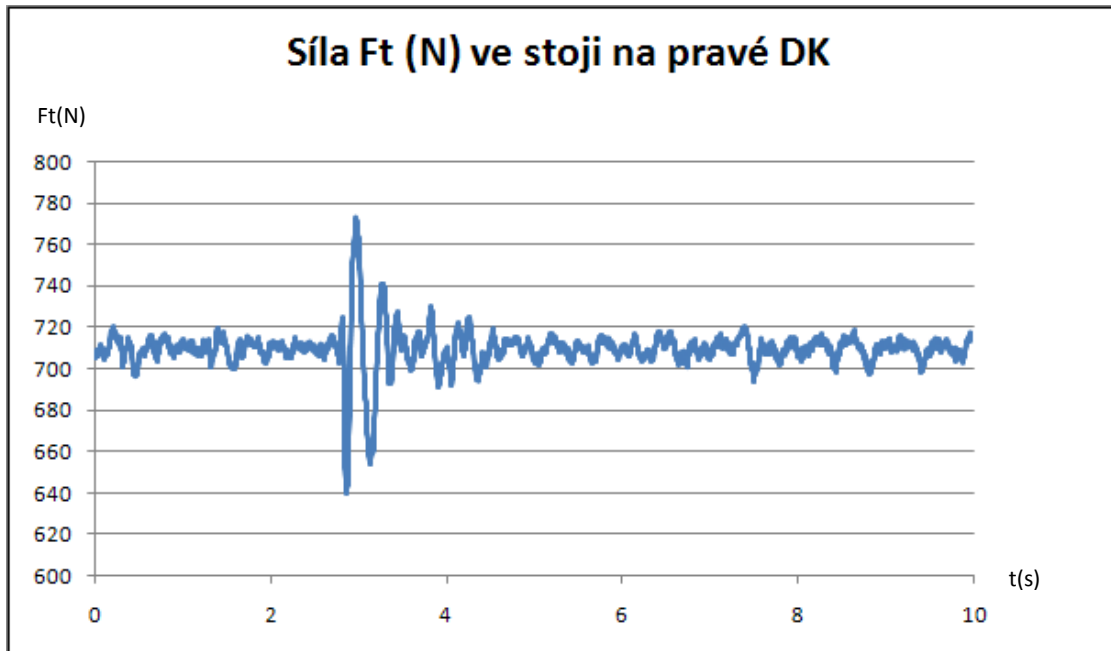
Max  $F_{zp}$ : 405,06 N

Max  $F_z$ : 817,77 N

Procentuelní rozdíl max  $F_{zl}$  a max  $F_{zp}$ : 0,94 %

2. **Hypotéza** – zkoumala čas od impaktu do opětovného ustálení pomocí celkové síly  $F_t$  (N), a to ve stoji na operované noze (pravé).

Naměřená data vypadají následovně:



Graf 14: Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na operované noze

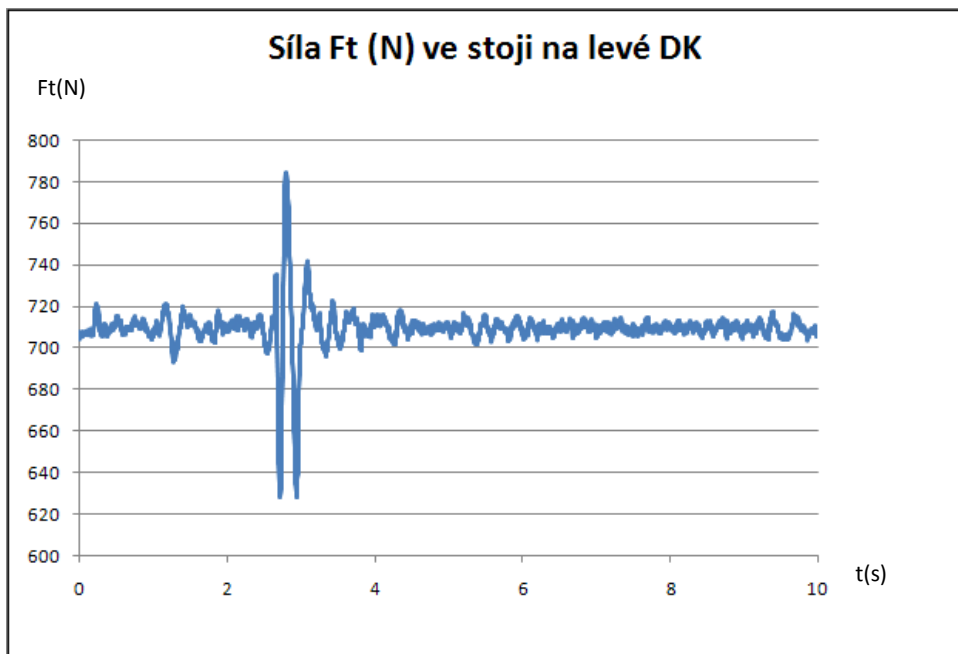
Čas impaktu: 2,82 s

Čas ustálení: 4,72 s

Čas od impaktu do ustálení: 1,90 s

**3. Hypotéza** – zkoumala totéž, ovšem ve stoji na neoperované dolní končetině (levé).

Výsledky pokusu jsou takovéto:



*Graf 15: Průběh síly Ft (N) v čase t (s) ve stoji na neoperované noze*

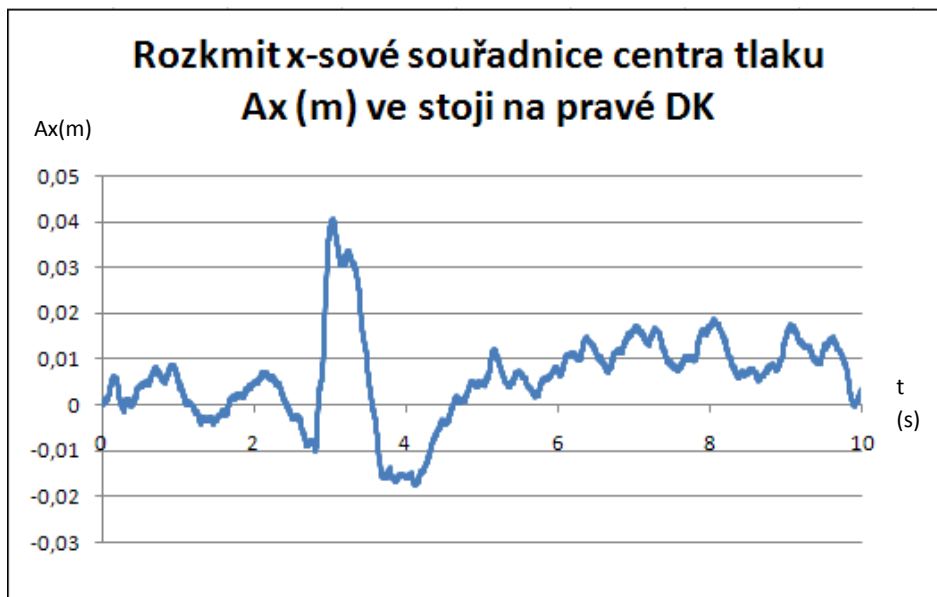
Čas impaktu: 2,58 s

Čas ustálení: 4,29 s

Čas od impaktu do ustálení: 1,71 s

- 4. Hypotéza** – byla ověřována pomocí rozkmitu předozadní souřadnice centra tlaku zvané Ax (m) ve stoji na operované končetině (pravé).

Měření dopadla následovně:



*Graf 16: Křivka průběhu předozadní souřadnice centra tlaku Ax (m) v čase*

Maximum: 0,0404 m

Minimum: -0,0175 m

Rozkmit: 0,0579 m



Porovnání výsledků probanda č. 1 s kontrolní skupinou je znázorněno zde:

Měřené hodnoty	Kontrolní skupina	Proband č. 1
Proc. rozdíl maxim Fzl a Fzp - otevřené oči	6,29%	2,16%
Proc. rozdíl maxim Fzl a Fzp - zavázané oči	3,86%	0,94%
Čas od impaktu do ustálení - operovaná DK	1,07 s	1,90 s
Čas od impaktu do ustálení - neoperovaná DK	0,73 s	1,71 s
Rozkmit Ax	0,0508 m	0,0579 m

*Tabulka 6: Porovnání výsledků probanda č. 1 s kontrolní skupinou (jejími průměrnými hodnotami)*

#### Proband č. 2:

Pohlaví: žena

Rok narození: 1986

Typ operačního výkonu: BTB plastika – štěp z ligamenta patellae

Úrazová anamnéza: na jaře v roce 2009 došlo po skoku z výšky k podvrtnutí kolene, jeho otoku a bolestivosti, poté provedena artroskopie – stanovena diagnóza ruptury předního zkříženého vazů, na podzim 2009 provedena plastika LCA

Pracovní anamnéza: pracuje jako fyzioterapeutka – střídání poloh sed, chůze, stoj

Sportovní anamnéza: 2x týdně badminton, rekreačně plavání, turistika

Výška: 165 cm

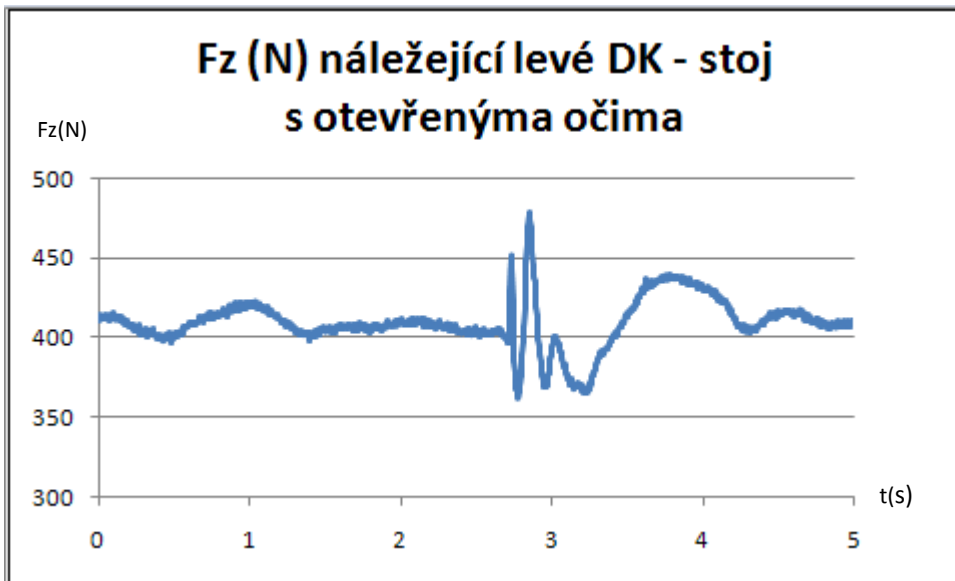
Váha: 75 kg

BMI: 26,45 (nadváha)

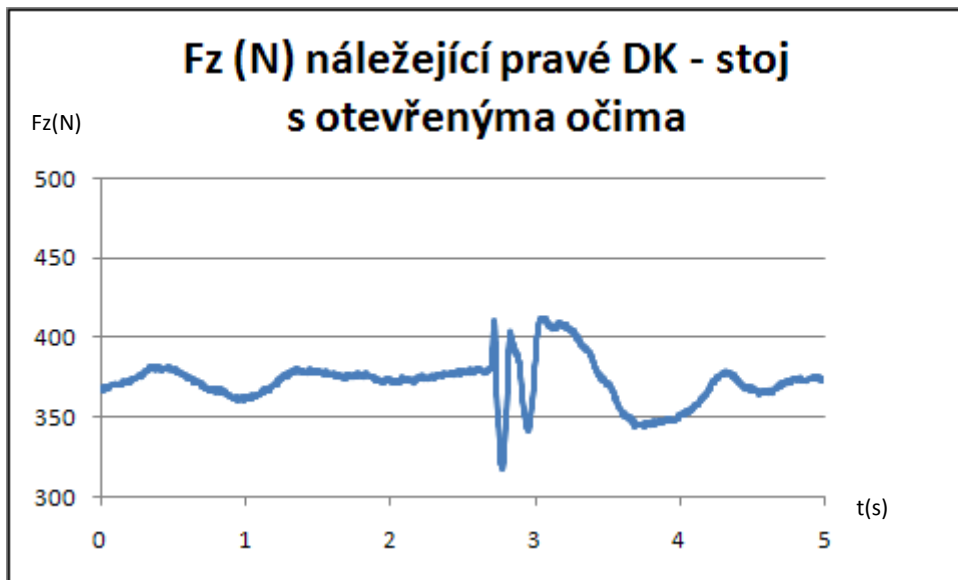
Výsledky měření dopadly takto:

- Hypotéza** – byla zkoumána pomocí procentuelních rozdílů mezi maxFz levé nohy a maxFz pravé nohy a to při otevřených a zavázaných očích:

– S otevřenýma očima vypadají výsledky následovně:



Graf 17: Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji s otevřenýma očima



Graf 18: Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji s otevřenýma očima

Max  $F_{zl}$ : 478,47 N

Max  $F_{zp}$ : 412,36 N

Max  $F_z$ : 890,83 N

Procentuelní rozdíl max  $F_{zl}$  a  $F_{zp}$ : 7,42 %

– Se zavázanýma očima vypadají výsledky následovně:



Graf 19: Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji se zavázanýma očima



Graf 20: Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji se zavázanýma očima

Max  $F_{zl}$ : 460,93 N

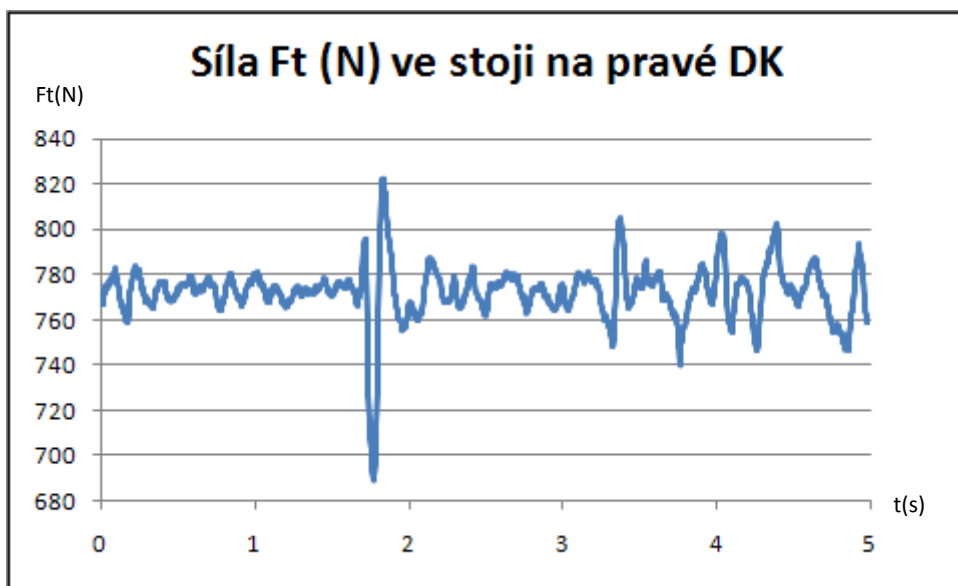
Max  $F_{zp}$ : 420,83 N

Max  $F_z$ : 881,76 N

Procentuelní rozdíl max  $F_{zl}$  a max  $F_{zp}$ : 4,55 %

2. **Hypotéza** – zkoumala čas od impaktu do opětovného ustálení pomocí celkové síly  $F_t$  (N), a to ve stoji na operované noze (pravé).

Naměřená data vypadají takto:



Graf 21: Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na operované noze

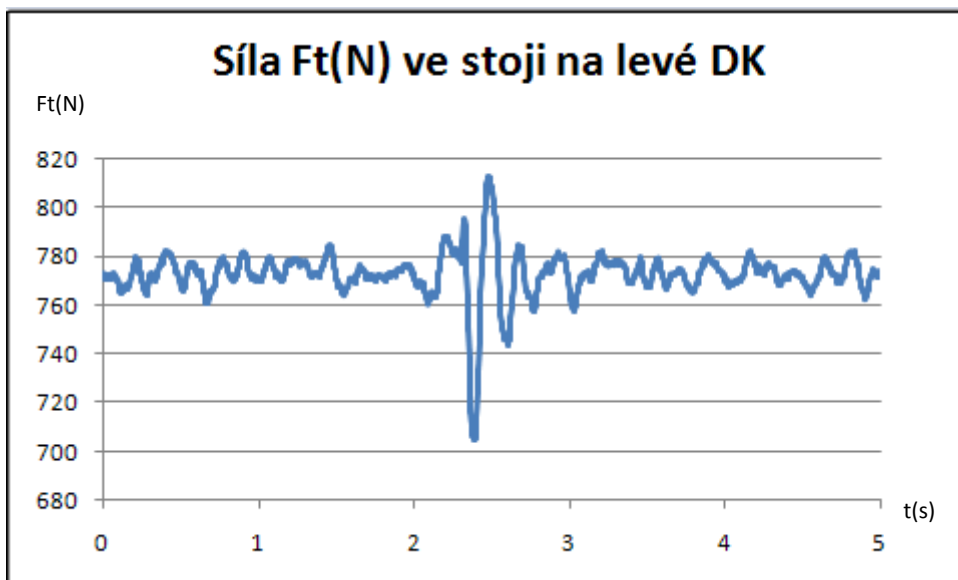
Čas impaktu: 1,69 s

Čas ustálení: neustálila se

Čas od impaktu do ustálení: neustálila se

**3. Hypotéza** – zkoumala totéž, ovšem ve stoji na neoperované dolní končetině (levé).

Výsledky pokusu jsou takovéto:



Graf 22: Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na neoperované noze

Čas impaktu: 2,15 s

Čas ustálení: 3,45 s

Čas od impaktu do ustálení: 1,30 s

4. **Hypotéza** – byla ověřována pomocí rozkmitu předozadní souřadnice centra tlaku zvané  $A_x$  (m) ve stoji na operované končetině (pravé).

Měření dopadla následovně:



Graf 23: Křivka průběhu předozadní souřadnice centra tlaku  $A_x$  (m) v čase

Maximum: 0,0368 m

Minimum: -0,0143 m

Rozkmit: 0,0511 m

Porovnání výsledků probanda č. 2 s kontrolní skupinou je znázorněno níže:

Měřené hodnoty	Kontrolní skupina	Proband č. 2
Proc. rozdíl maxim Fzl a Fzp - otevřené oči	6,29%	7,42%
Proc. rozdíl maxim Fzl a Fzp - zavázané oči	3,86%	4,55%
Čas od impaktu do ustálení - operovaná DK	1,07 s	neustálila se
Čas od impaktu do ustálení - neoperovaná DK	0,73 s	1,30 s
Rozkmit $A_x$	0,0508 m	0,0511 m

Tabulka 7: Porovnání výsledků probanda č. 2 s kontrolní skupinou (jejími průměrnými hodnotami)

Proband č. 3:

Pohlaví: žena

Rok narození: 1991

Typ operačního výkonu: ST/G plastika – štěp z hamstrigových svalů

Úrazová anamnéza: na podzim 2011 se během basketbalu chtěla odrazit od nohy a došlo k podvrtnutí a lupnutí kolene, poté bolest a otok, provedena artroskopie – potvrzena diagnóza přetržení LCA, před rokem a čtvrt provedena operace a plastika tohoto vazů

Pracovní anamnéza: studentka medicíny

Sportovní anamnéza: šest let hraje závodně basketbal (tréninky 2x týdně), v sezóně o víkendu 1-2 zápasy týdně, denně 30 dřepů, v létě hodně jezdí na kole

Výška: 165 cm

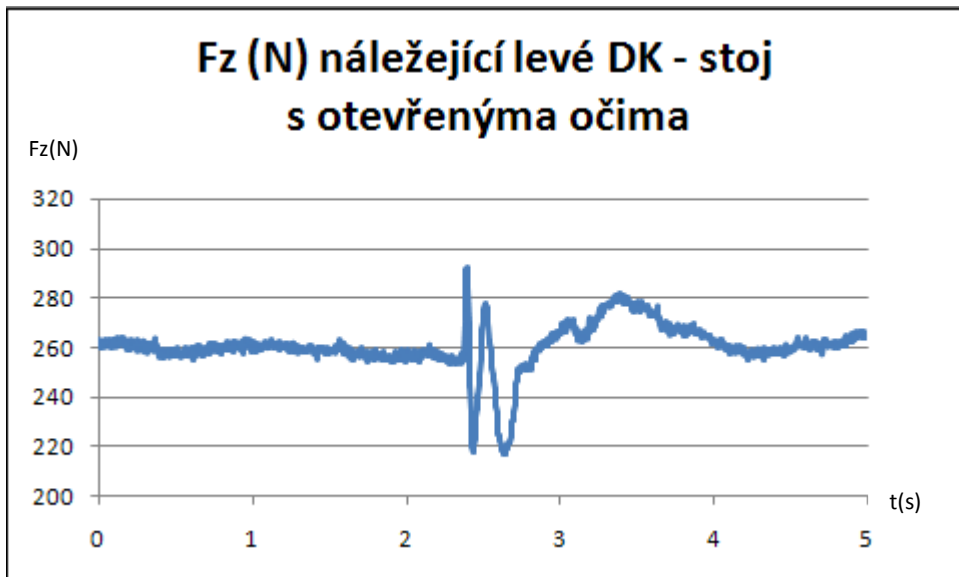
Váha: 55 kg

BMI: 20,2 (normální váha)

Výsledky měření dopadly takto:

**1. Hypotéza** – byla zkoumána pomocí procentuelních rozdílů mezi maxFz levé nohy a maxFz pravé nohy, a to při otevřených a zavázaných očích:

- S otevřenýma očima vypadají výsledky následovně:



Graf 24: Síla Fz (N) náležející levé dolní končetině ve stoji s otevřenýma očima



Graf 25: Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji s otevřenýma očima

Max  $F_{zl}$ : 292,26 N

Max  $F_{zp}$ : 317,48 N

Max  $F_z$ : 609,74 N

Procentuelní rozdíl max  $F_{zl}$  a  $F_{zp}$ : 4,14 %

– Se zavázanýma očima vypadají výsledky takto:



Graf 26: Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji se zavázanýma očima



Graf 27: Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji se zavázanýma očima

Max  $F_{zl}$ : 301,78 N

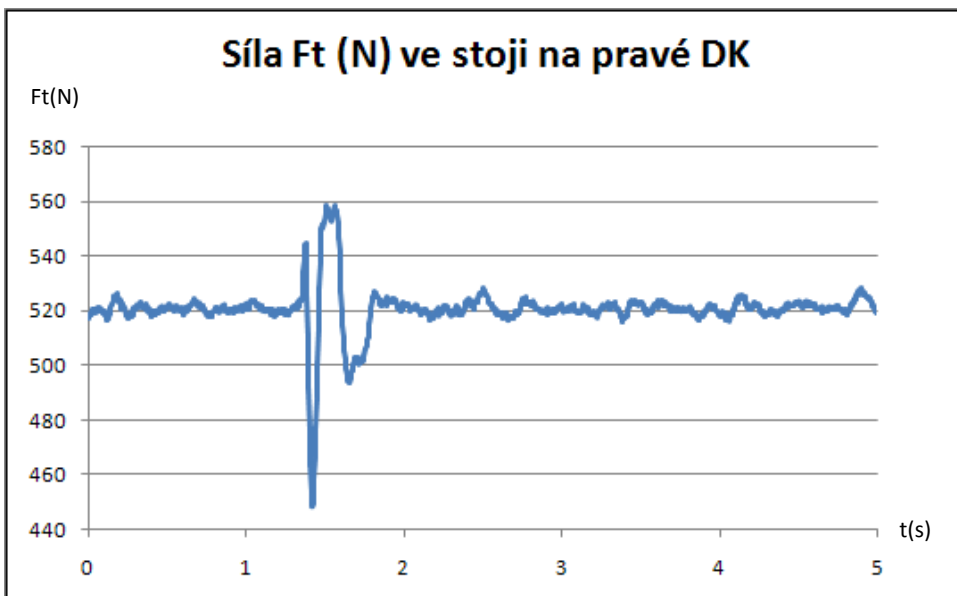
Max  $F_{zp}$ : 296,92 N

Max  $F_z$ : 598,70 N

Procentuelní rozdíl max  $F_{zl}$  a max  $F_{zp}$ : 0,81 %

2. **Hypotéza** – zkoumala čas od impaktu do opětovného ustálení pomocí celkové síly  $F_t$  (N), a to ve stoji na operované noze (pravé).

Naměřená data vypadají následovně:



Graf 28: Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na operované noze



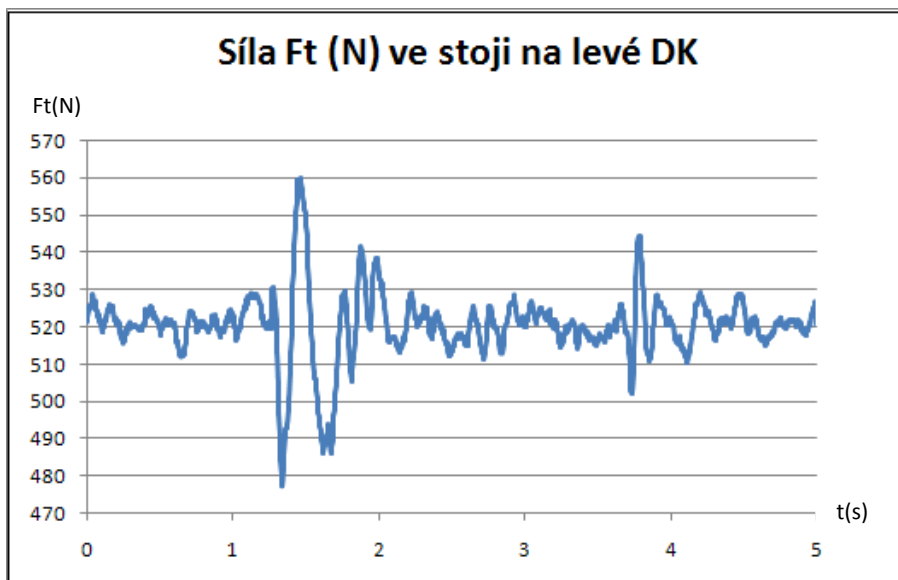
Čas impaktu: 1,36 s

Čas ustálení: 2,52 s

Čas od impaktu do ustálení: 1,16 s

**3. Hypotéza** – zkoumala totéž, ovšem ve stoji na neoperované dolní končetině (levé).

Výsledky pokusu jsou takovéto:



*Graf 29: Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na neoperované noze*

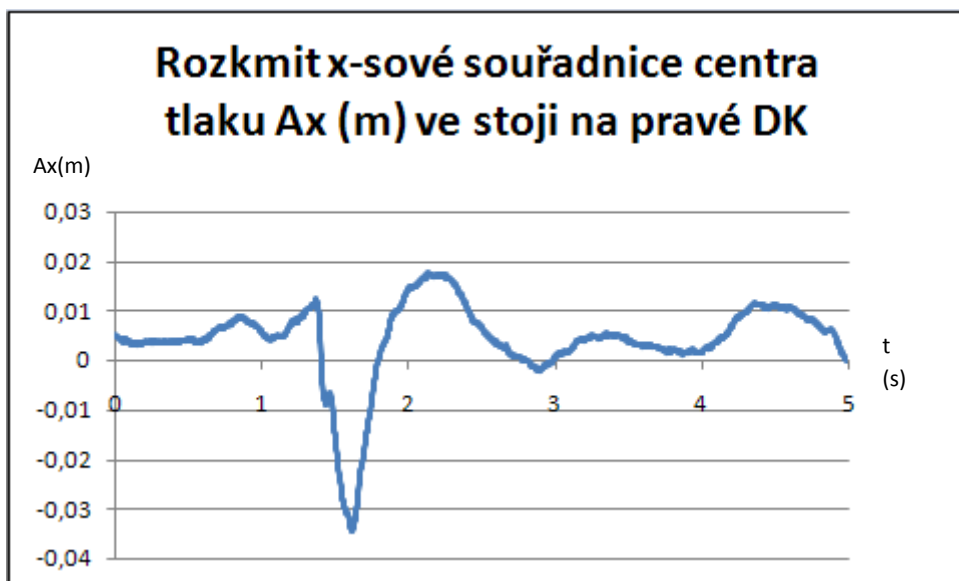
Čas impaktu: 1,28 s

Čas ustálení: 4,49 s

Čas od impaktu do ustálení: 3,21 s

**4. Hypotéza** – byla ověřována pomocí rozkmitu předozadní souřadnice centra tlaku zvané  $A_x$  (m) ve stoji na operované končetině (pravé).

Měření dopadla následovně:



Graf 30: Křivka průběhu předozadní souřadnice centra tlaku Ax (m) v čase

Maximum: 0,0178 m

Minimum: -0,0344 m

Rozkmit: 0,0521 m

Porovnání výsledků probanda č. 3 s kontrolní skupinou je znázorněno níže:

Měřené hodnoty	Kontrolní skupina	Proband č. 3
Proc. rozdíl maxim Fzl a Fzp - otevřené oči	6,29%	4,14%
Proc. rozdíl maxim Fzl a Fzp - zavázané oči	3,86%	0,81%
Čas od impaktu do ustálení - operovaná DK	1,07 s	1,16 s
Čas od impaktu do ustálení - neoperovaná DK	0,73 s	3,21 s
Rozkmit Ax	0,0508 m	0,0521 m

Tabulka 7: Porovnání výsledků probanda č. 3 s kontrolní skupinou (jejími průměrnými hodnotami)

Pro porovnání údajů mezi kontrolní skupinou a operovanými probandy byly vypíchnuty zejména průměrné hodnoty kontrolní skupiny. Pro komplexní pochopení je však třeba uvažovat celou šíři údajů náležejících zdravým osobám (maximum, minimum, medián, směrodatnou odchylku). Více je tato problematika rozebrána v následující kapitole s názvem „Diskuze“.

## 14 DISKUZE

Cílem mé diplomové práce bylo zjistit, zda má ruptura a plastika předního zkříženého vazů vliv na posturální stabilizaci jedince, a to i po jednom a více letech od prodělané operace. V rámci výzkumu jsem ověřovala čtyři hypotézy.

V rámci první bylo testováno, zda osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů v klidném postoji na obou nohách využije při vychýlení zevním podnětem při stabilizačních procesech neoperovanou končetinu více (stabilizační proces bude asymetričtější) než osoba bez tohoto poranění. Dále bylo zkoumáno, zda se tento fenomén zvýrazní, pokud probandům zavážeme oči.

Nejrůznější studie (viz kapitola „Vliv deficiencie LCA na organismus pacienta“) přepokládají, že odstranění proprioceptorů v rámci LCA, změny proprioceptivních signálů jdoucích do nervové soustavy, změny motorických programů na úrovni mozku a změny práce a timingu svalů budou mít za následek, že operovaná končetina již nebude tolik funkční jako před úrazem. Z těchto údajů lze usuzovat, že při zatížení pohybové soustavy impaktem se pacient více spolehne na končetinu neoperovanou. Autoři jako Johansson (1991) a Ageberg (2008) míní, že tento stav je způsoben fyzickou inaktivitou následující ihned po poranění a dále po operačním výkonu. Véle (1995) se domnívá, že právě toto odlehčování neaktivuje správný paměťový vzorec zajišťující rovnoměrné rozložení váhy na obě končetiny při nejrůznějších statických a dynamických úkonech. Místo toho se častým opakováním upevňuje používání špatného vzorce podporujícího asymetrii zatěžování končetin. Na přebudování motorického programu stačí šest týdnů.

O'Connell (1998) porovnával výsledky u patnácti probandů po ruptuře předního zkříženého vazů ve postoji na obou a na jedné dolní končetině se zavřenými a otevřenými očima a ve postoji na kulové úseči. Nenalezl však žádné signifikantní rozdíly mezi stojem s vyloučením a bez vyloučení zrakové kontroly. Kolář (2010) však soudí, že při takovémto testování nejsou kladeny na oblast kolene dostatečně velké nároky.

V našem výzkumu se v případě kontrolní skupiny ukázalo, že s vyloučením zrakové kontroly se výsledky dokonce zlepšily. Tuto skutečnost lze vysvětlit tím, že první setkání s podobným testováním proběhlo ve postoji s otevřenými očima, se zavázanými očima proběhl až pokus druhý, takže probandi již měli určitou zkušenost a věděli, co je čeká.

Co se týče první probandky po plastice LCA, v obou případech (otevřené, zavázané oči) po impaktu zatížila neoperovanou – levou – končetinu. V prvním případě činil rozdíl

mezi maximy Fzl a Fzp 2,16 %, což bylo lepší než průměr kontrolní skupiny, dokonce byl tento výsledek lepší, než výsledek u šestnácti „zdravých“ probandů (z osmnácti). V případě zavázaných očí se výsledek, tak jako v případě kontrolní skupiny, zlepšil (0,94 %), a tento byl opět lepší než průměr ověřovací skupiny (3,86 %), dokonce by zde byl čtvrtým nejlepším.

Druhá probandka po plastice opět v obou testech více zatížila neoperovanou levou DK. Rozdíly byly 7,42 % (se zrakovou kontrolou) a 4,55 % (bez zrakové kontroly). Oba výsledky byly horší, než byly průměrné hodnoty kontrolní skupiny, avšak stále byly lepší, než u některých zdravých probandů. Celkově by se však nacházela spíše mezi nejhoršími naměřenými hodnotami v rámci obou skupin.

Třetí probandka po operaci v prvním pokusu více zatížila dokonce operovanou končetinu. Rozdíl činil 4,14 %. Se zavázanými očima již zatížila více neoperovanou, avšak rozdíl zatížení byl minimální – 0,81 %. S těmito údaji by v obou případech dopadla v ověřovací skupině nadprůměrně.

Pro zajímavost uvádím, že v kontrolní skupině při výzkumu s otevřenými očima jedenáct probandů více zatížilo pravou dolní končetinu, se zavřenými očima jich bylo třináct (z celkových osmnácti). Ke změně zatěžovaných končetin došlo v sedmi případech.

V rámci této hypotézy lze tedy říci, že se nám potvrdila částečně. Dvě ze tří operovaných probandek (1. a 2.) zatížily po impaktu neoperovanou končetinu ve stoji se zrakovou kontrolou. Všechny tři se na neoperovanou DK spolehly v případě s vyloučením této kontroly. Výsledky první a třetí probandky však byly nadprůměrné, probandka číslo dvě by se nacházela mezi nejhoršími naměřenými hodnotami, avšak stále by nebyla nejhorší (horší výsledek by mohl být, avšak nemusel, způsoben nejmenší fyzickou aktivitou probandky či nejvyšším BMI).

Z těchto výsledků lze tedy soudit, že v případě náhlého vychýlení z rovnovážného stoje budou mít osoby po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů větší tendenci spolehnout se na neoperovanou končetinu, avšak asymetrie zatížení nebude oproti zdravým jedincům nikterak výrazná.

Druhá hypotéza měla za úkol zkoumat, zda pokud je osoba po ruptuře a plastice předního zkříženého vazů v klidném stoji na operované noze vychýlena zevním podnětem, bude čas do opětovného získání stejné rovnováhy jako před vychýlením těla delší než u osob bez tohoto poranění.

Dle Meighana a kol. (2003), který testoval soubor ženských vrcholových sportovkyň po rekonstrukci předního zkříženého vazů a sportovkyň bez poranění, dochází po plastice LCA k prodloužení času potřebného k ustálení pozice po doskoku. Výsledek času potřebný k dynamické stabilizaci ukázal, že ženám po plastice LCA trvalo déle najít rovnováhu než probandkám v kontrolní skupině (2,01 sekundy versus 1,9 sekundy). Dále můžeme po poškození předního zkříženého vazů sledovat změny v reflexech probíhajících na spinální úrovni. Beard (1993) studoval třicet pacientů s jednostrannou LCA deficiencí a zjistil, že zpoždování hamstringového reflexu u poraněné dolní končetiny bylo téměř dvojnásobné než u zdravé (99 milisekund versus 53 milisekund).

V našem měření byl u první probandky zaznamenán čas 1,9 sekundy, u třetí činil tento čas 1,16 s, druhé probandce se po impaktu vůbec nepodařilo ustálit. I oba naměřené časy byly delší, než průměrný čas náležející kontrolní skupině – 1,07 sekundy. Všechny časy by patřily k horší polovině časů (v rámci kontrolní skupiny pouze dva probandi dopadli výrazně hůře, zbytek testovaných se držel blízko průměrné hodnoty, medián činil 0,77 s), v případě první probandky k těm nejhorším, druhá probandka dopadla nejhůře s celého měření (všem ostatním se podařilo se ustálit).

V rámci třetí hypotézy bylo testováno totéž, avšak na neoperované končetině. Mnoho autorů (Ageberg, 2008; Johansson, 1991; Gauffin, 1990) uvádí po poškození předního zkříženého vazů změnu funkcí i druhostranné dolní končetiny. Kolář (2010) s tím souhlasí a nedoporučuje neoperovanou dolní končetinu využívat při studiích jako kontrolní.

V průběhu našeho experimentu byla u probandů naměřena tato data – 1,71 s, 1,30 s a 3,41 s. Průměr kontrolní skupiny činil 0,73 s. Bylo zajímavé, že u zdravých probandů dopadl stoj na levé noze lépe než na pravé. Tuto skutečnost bychom mohli opět vysvětlit, že na levé byli probandi testováni úplně naposledy, takže jistou úlohu zde opět mohl sehrát fenomén učení. Nicméně všechny operované probandky dopadly hůře, než průměrná zdravá osoba, dokonce hůře než všechny testované zdravé osoby (maximum kontrolní skupiny bylo 1,24 s). První dvě probandky dokázaly na neoperované končetině získat rovnováhu rychleji než na operované. Třetí probandka dopadla výrazně hůře na neoperované dolní končetině.

Celkově lze z časových údajů usuzovat, že tyto testy jsou na přítomnost plastiky předního zkříženého vazů poměrně citlivé a hypotézy se potvrdila, tj. ustálit se po impaktu je pro osoby po ruptuře a plastice LCA obtížnější než bez tohoto zákroku,

a to i na neoperované dolní končetině. Probandky dopadly ve všech případech podstatně hůře než průměrný zdravý člověk – získat rovnováhu po impaktu jim trvalo déle, v jednom případě se jí dokonce vůbec získat nepodařilo. U dvou probandek dopadla lépe neoperovaná dolní končetina, v případě poslední probandky dopadla tato končetina hůře, zato operovaná končetina skončila ze všech testovaných nejlépe. Je obtížné v tomto případě usuzovat, proč k tomuto rozdílu došlo. Z ostatních osobních údajů můžeme zjistit rozdíly v typu operace (BTB versus ST/G plastika), tato probandka je rovněž nejvíce sportovně aktivní. Při pozorování jsem u této probandky zaznamenala přítomnost posunu pánve (pravý bok byl ventrálněji, než levý).

Poslední hypotéza zkoumala maximální rozkmit předozadní souřadnice  $A_x$  centra tlaku, který měl být ve stoji na jedné (operované) noze větší u lidí po ruptuře a plastice předního zkříženého vazy než u lidí bez tohoto poranění.

Již výše popsany výzkum Meighana a kol. (2003) uvádí, že u souboru ženských vrcholových sportovkyň byly naměřeny kratší stojné časy s rychleji se měnícími a většími momenty sil.

V rámci našeho měření byla u operovaných probandek zjištěny rozkmit souřadnice centra tlaku  $A_x$  v hodnotách 0,0579 m, 0,0511 m a 0,0521 m, přičemž průměrná hodnota ověřovací skupiny byla 0,0508 m. Všechny výsledky operovaných osob jsou lehce nadprůměrné, v rámci kontrolní skupiny by se nacházely zhruba uprostřed tohoto souboru, tzn. cca polovina zdravých probandů dopadla hůře než námi testované operované probandky.

Toto měření tedy neukázalo žádnou výraznou citlivost pro testovanou diagnózu. Tato hypotéza se nám nepotvrdila.

Celkově lze tedy říci, že nejvíce citlivým testem sledujícím schopnost dynamické stabilizace organismu po plastice předního zkříženého vazy byl test zkoumající časy od impaktu do ustálení ve stoji na operované a neoperované noze, při němž probandky v obou případech patřily mezi nejhorší či úplně nejhorší testované osoby.

Pokud bychom zkoumali vnější okolnosti, které mohly mít na měření vliv, při pokusech hodnotících sílu  $F_z$  lze za okolností, kdy je náraz stranově symetrický, hmotnost kyvadla do dvou kilogramů, délka kyvadla 1,52 m a místo nárazu do těla je vzdáleno řádově centimetry od klidové polohy kyvadla, svislou složku síly působícími nárazu zanedbat. Vzhledem k tomu, že náraz je uskutečněn do měkké tkáně, je tlumení síly pozvolné a náraz není tak prudký. Z toho plyne, že není-li reakce stranově

symetrická, je třeba hledat příčiny v řízení posturální stabilizace těla a v jejích modifikacích a nikoliv v mechanickém působení síly, která je v pokusech maximálně symetrická a prvotně tlumená.

Co se týče měření s celkovou silou  $F_t$ , promítne se nám v ní v prvních sekundách síla impaktu (jež je přibližně 45 N), která ovlivní předozadní sílu  $F_x$ . Na čas ustálení by však již tato skutečnost neměla mít vliv. Postup a podmínky měření (viz výše) byly taktéž u každého probanda co nejvíce totožné. Totéž platí i v případě získávání údajů pro rozkmit souřadnice centra tlaku  $A_x$ , kdy je postup vždy co nejvíce shodný, rozdíly v rozkmitu lze tedy hledat v rámci individuálních rozdílů mezi jednotlivými probandy.

Naměřené hodnoty jsou však omezeny malým počtem zkoumaných osob, které jsou navíc pouze v určité věkové kategorii a s převahou ženského pohlaví. Výsledky práce by proto bylo dobré případně více rozpracovat na větší skupině probandů. Dále by bylo pravděpodobně lepší testy rozdělit, jelikož se během měření objevoval návyk na postup měření a údaje tím pádem mohly být touto skutečností zkresleny.

Pokud by i tak byly tato výsledky platné, neměl by vyvstat dojem, že je lepší po ruptuře plastiku předního zkříženého vazů nepodstoupit. Jak již bylo popsáno v kapitole „Způsoby terapie po ruptuře předního zkříženého vazů“, může dle Smékala (2006) při konzervativním přístupu docházet k chronické instabilitě, oslabení souhry svalových skupin a rozvinutí posttraumatické osteoporózy. Je zde také podezření, že bez plastiky dochází v 75 % případů k novému poranění nitrokloubních struktur (Surgical Clinic, 2012). Celkově se operační přístup doporučuje mladým a aktivním pacientům, jelikož lidé po operaci dosahují vyšší fyzické aktivity (70,7 % versus 49,7 %) (Farshad, Gerber, 2011).

Do budoucna se jeví jako optimální řešení, které bude předcházet problémům vyvstalým po operaci, když se z kloubní štěrbině nebude zbytek přetrženého ligamenta vyjímat, nýbrž se bude obtáčet okolo nově napnutého štěpu. Tím by se dalo předejít ztrátě proprioceptorů příslušejících k přednímu zkříženému vazů. Tento postup je však zatím ve stádiu testování (Dhillon, Bali, Prakhbar, 2011).



## 15 ZÁVĚR

Tato diplomová práce navazovala na výsledky mnoha jiných výzkumů a v rámci hypotéz se snažila přinést nové náhledy do diskuze k tématu posturální aktivity po plastice předního zkříženého vazů.

V rámci výzkumu se snažila objasnit, zda má prodělaná ruptura a následná plastika předního zkříženého vazů vliv na posturální stabilizaci, a to i rok a více po této operaci. Vyhodnocená měření naznačují, že pacienti s tímto problémem v krizových situacích, kdy jsou vyvíjeny nároky na dynamickou posturální stabilizaci ve stoji na obou dolních končetinách, využijí ve většině případů spíše neoperovanou dolní končetinu, avšak s nikterak vysokým stranovým rozdílem. Dále ukazují, že osoby s náhradou LCA potřebují delší časy ve stoji na operované i na neoperované končetině k tomu, aby se opět vrátili do původní rovnovážné polohy, čímž se potvrdily domněnky, že prodělaná operace tohoto ligamenta má vliv na dynamickou posturální stabilizaci i po delším časovém úseku od chirurgického zákroku a má vliv i na neoperovanou dolní končetinu (takže ji není vhodné používat v rámci studie jako kontrolní). V těchto případech však nedochází k výrazně většímu rozkmitu předozadní souřadnice centra tlaku, než je tomu u jedinců s vlastními předními zkříženými vazy.

Na základě této studie by se tedy dalo doporučit pro diagnostiku obtíží po plastice předního zkříženého vazů užívat takové metody, které měří čas do opětovného ustálení předem definované polohy po úkonu vyvíjejícím požadavky na dynamickou posturální stabilizaci jedince.

Jelikož však je má diplomová práce omezena počtem probandů, pohlavím osob, které byly zkoumány po plastice LCA (vše ženy), určitým – relativně mladým – věkem testovaných lidí a zkreslením vyvolaným fenoménem učení (probandi si postupně pravděpodobně vytvořili návyk na test a impakt očekávali), bylo by pro vytvoření obecněji platných závěrů nutné doplnit výsledky tohoto výzkumu o další měření s větší skupinou probandů s odlišnější charakteristikou.

## 16 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- AGEBERG, E. FRIDÉN, T. Normalizes motor function but impaired sensory function after unilateral non – reconstructed LCA injury: patients compared with uninjured controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008, roč. 16, č. 5, s. 449-456
- ALONSO, A. C. GREVE J. M. D., CAMANHO G. L. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. *Clinics*. 2009, roč. 64, č. 3, s. 163 -170
- ARNO CZKY, S. P. Anatomy of anterior cruciate ligament. *Clinical Orthopedia*. 1983, č. 172: s. 19-25
- BARRACK, R. L. SKINNER, H. B. BUCKLEY, S. L. Proprioception in the cruciate deficient knee. *American Journal of Sport Medicine*. 1989, č. 17, s.1 - 6
- BARRETT, D. S. Proprioception and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Br*. 1991; č.73: s. 833–7
- BARTONÍČEK, J. ČECH, O. SOSNA, A. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1986. s 196 ISBN 08-088-86
- BEDNÁŘ, J. a kol. *Výkladový slovník fyziky pro základní vysokoškolský kurz*. Praha: Prometheus, 1999. ISBN 9731265.
- BEDNAŘÍK, M. ŠIROKÁ, M. *Fyzika pro gymnázia: Mechanika*. Praha: Prometheus, 2010. ISBN 978-80-7196-382-0.
- BLAHUT, J. Rekonstrukce zkřížených vazů: Informace pro pacienty. Slezská nemocnice v Opavě: Ortopedie [online]. [cit. 2012-03-12]. Dostupné z: [http://www.nemocnice.opava.cz/str/ortop/rekonstrukce\\_vazu.htm](http://www.nemocnice.opava.cz/str/ortop/rekonstrukce_vazu.htm)

- BONFIM, T. R., JANSEN PACCOLA, C. A., BAELA, J. A. Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; č. 84: s. 1217–23.
- CO, F. H. SKINNER, H. B. CANNON W. D. Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the heel strike transient. *Journal od Orthopaedics Research.* 1993, č. 11, s. 696 - 704
- CROSS, M. J. Anterior cruciate ligament injuries: treatment and rehabilitation [online]. *Encyclopedia of Sports Medicine and Science*, 2000 [cit. 2012-02-13] Dostupné z: <http://sportsci.org>.
- ČIHÁK, R. Anatomie 1. 2. doplněné vyd. Praha: Grada, 2001. s 497 ISBN 978-80-7169-970-5
- DEVOR, J. E. CHERON, G. Spinal and far – field components of human somatosensory evoked potentials to posterior tibial nerve stimulation analysed with oesophageal derivations and non – cephalic reference recording. *Electroencephalography in Clinical Neurophysiology.* 1981, č. 1, s. 679 – 684
- DHILLON, M. BALI, K. PRAKHABAR, S. Proprioception in anterior cruciate ligament deficient knees and its relevance in anterior cruciate ligament reconstruction. *PMC: U.S. National Library of Medicine* [online]. 2011, roč. 4, č. 45 [cit. 2013-03-28]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3134012/>
- DUNGL, P. a kol. Ortopedie. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 1273 s. ISBN 80-247-0550-8
- DYLEVSKÝ, I. KUBÁLKOVÁ, L. NAVRÁTIL, L. Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie. Praha: Manus, 2001. s 110 ISBN 80-902318-8-8
- EUROMISE. Matematicko – biomechanický model kolenního kloubu: Biomechanika kolenního kloubu a jeho náhrad [online]. Praha: EuroMISE – centrum Univerzity

Karlovy a Akademie věd České republiky [cit. 7. 2. 2012]. Dostupné z: <http://new.euromise.org/czech/main.html>

- FARSHAD, MAZDA a CHRISTIAN GERBER. Reconstruction versus conservative treatment after rupture of the analysis. *BMC Health Serv. Res.* 2011, č. 11.
- FROMM, B. KUMMER, W. Nerve supply of anterior cruciate ligaments and of cryopreserved anterior cruciate ligament allografts: A new method for the differentiation of the nervous tissues. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994; č. 2: s. 118–22.
- GAJDOVÁ, M. Léčebné postupy po plastice předního zkříženého vazů. Praha, 2006. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. 3. lékařská fakulta. Vedoucí práce: Mgr. Pavla Formanová
- HALATA, Z. WAGNER, C. BAUMANN, K. I. Sensory nerve endings in the anterior cruciate ligament (Lig. cruciatum anterius) of sheep. *Anat Rec.* 1999; č. 254: s. 13–21.
- HARRISON, E. L. a kol. Evaluation of Single-Leg Standing Following Anterior Cruciate Ligament Surgery and Rehabilitation. *Psychical Therapy.* 1994, roč. 74, č. 3, s. 245 – 252
- HAUS, J. HALATA, Z. Innervation of the anterior cruciate ligament. *International Orthopaedics.* 1990, roč. 34, č. 2, s. 130 – 136
- HOFFMAN, M. SCHRADER, J. KOCELA, D. An Investigation of Postural Control in Postoperative Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Patients. *Journal of Athletics Training.* 1999, roč. 34, č. 2, s. 130 - 136
- HURLEY, P. JONES, D. W. a kol. Rehabilitation of quadriceps inhibited due to isolated rupture of the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedy and Rheumatology.* 1992, č. 5, s. 305 – 310

- HURLEY, P. JONES, D. W. a kol. Artrogenic quadriceps inhibition and rehabilitation of patients with extensive traumatic knee injuries. *Clinical Science*. 1994, č. 67, s. 7 - 14
- CHALOUPKA, R. a kol. Vybrané kapitoly z LTV v ortopediia tramatologii. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 2001. s 186 ISBN 80-7013-4
- INGLIS, J. T. HORAK, F. B. SHUPERT, C. L., JONES – RYCEWICZ, C.: The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. *Exp Brain Res* 1994; č. 101, s. 159-164.
- JANČOVÁ, J. *Sledování změn indikátorů posturální stability - měřených na Kistler desce u skupiny seniorů - v závislosti na kalendářním věku a aktuálním životním stylu*. Praha, 2009. Rigorózní práce. FTVS UK.
- JOHANSSON, R. MAGNUSSON, M. Human postural dynamics. *Critical reviews in biomedical engineering*. 1991, roč. 18, č. 6, s. 41 – 437
- KAPRELI, E. a kol. Anterior cruciate ligamnet deficiency causes brain plasticity: a functional MRI study. *The American journal of Sports Medicine*. 2009, roč. 37, č. 12, s. 2419 – 2426
- KANNUS, P. JARVINEN, M. Thigh muscle function after partial tear of the medial ligament compartment of the knee. *Medical Science of Sport Exercise*. 2000, č. 32, s. 4 - 9
- KENNEDY, J. C. ALEXANDER, I. J. HAYES, K. C. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *The American journal of Sports Medicine*. 1982, roč. 10, č. 6, s. 329 – 335
- KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro ové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, roč. 5, č. 4, s. 142 – 147

- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 4, s. 155 - 170
- KOLÁŘ, P. a kol. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén, 2010. s 560 ISBN 9788072626571
- KOLÁŘ, P. *Posturální stabilizace osob s poraněním předního zkříženého vazů*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce: MUDr. Eugen Rašev
- KONISHI, Y. a kol. Effects of lidocaine into knee on QF strenght and EMG in patients with LCA lesion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003, roč. 35, č. 11, s. 1805 - 1808
- KONISHI, Y. FUKUBAYASHI, T. TAKESHITA, D. Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patints with ruptured anterie cruciate ligament. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2002, roč. 4, č. 17, s. 393 - 399
- KOPENCOVÁ, M. Vliv operační techniky u diagnózy „Ruptura LCA“ na vybrané reologické parametry. Praha, 2010. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce: Pplk. MUDr. Michal Říha
- KOREC, Jiří. *Zpracování dat z měřících zařízení pro neurologickou laboratoř*. Praha, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Jana Tauchmanová.
- LAJNEROVÁ, M. *Srovnání posturální stabilizace opakovaným provokačním testem „tři kroky – stoj na jedné noze“ na posturomedu u hypermobilních osob a u osob bez hypermobility*. Praha, 2010, 91 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce: Eugen Rašev
- LEWIT, K. Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, roč. 6, č. 2, s. 46 – 48

- LEWIT, K. Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, roč. 7, č. 3, s. 99 - 101
- LIORZOU, G. Knee Ligaments. Clinical Examination. Berlin: Springer-Verlag Berlin heidelberg New York, 1991
- LYSHOLM, M. a kol. Postural control – a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1998, roč. 8, č. 6, s. 432 – 438
- MAYR, H. O. WEIG, T. G. PLITZ, W. Arthrofibrosis following LCA reconstruction-- reasons and outcome. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2004; č. 124: s. 518–22
- MCNAIR, P. MARSHALL, R. MATHESON, J. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *The New Zealand Medical Journal*. 1990, roč. 103, č. 901
- MEIGHAN, A. A. S. KEATING, J. F. WILL, E. Outcome after reconstruction of the anterior cruciate ligament in athletics patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2003, č. 4.
- MERZENICH, M. M. KAAS a kol. Topographic reorganization of somatosensory cortical areas 3b and 1 in adult monkey following restricted deafferentation. *Neuroscience*. 1983, č. 8, s. 33 – 35
- MERZENICH, M. M. NELSON, R. J. a kol. Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys. *Journal of Complex Neurology*. 1984, č. 224, s. 591 – 605
- MINÁRIK, S. *Poznámky z osobní konzultace na téma mechanika – rovnovážné polohy*. Tachov: 2013.

- MIR, S. M. HADIAN, M. R. TALEBIAN, S. NASSERI, N. Functional assessment of knee joint position sense following anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med.* 2008; č. 42: s. 300– 303
- MUCLINGROVÁ, M. Terapeutické zásady dysfunkce ligamentum cruciatum anterius. Olomouc, 2003. Diplomová práce. Univerzita Palackého. Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce: Mgr. David Smékal
- Multimediální atlas neurologických příznaků a syndromů: *Rombergova zkouška*. 2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA UK. [online]. 2003 [cit. 2012-01-11]. Dostupné z: <http://camelot.lf2.cuni.cz/vejvalka/neursy/vys28.html>
- NEDOMLELOVÁ, K. Hodnocení EMG aktivity svalů kolenního kloubu u pacientů po plastice předního zkříženého vazů u vybraných funkčních zkoušek. Olomouc, 2009. Diplomová práce. Univerzita Palackého. Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce: Mgr. David Smékal
- Nemocnice Přerov: Středomoravská nemocniční. SKUPINA AGEL. Plastika předního zkříženého vazů kolene [online]. 2007 [cit. 2012-02-13]. Dostupné z: <http://www.nempr.cz/obsah/oddeleni/ortopedie/art-13-Plastika%20p%C5%99edn%C3%ADho%20zk%C5%99%C3%AD%C5%BEen%C3%A9ho%20vazu%20kolene.aspx>
- NÝDRLE, M. VESELÁ, H. Jedna kapitola ze speciální rehabilitace. Poranění kolenního kloubu. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1992. s 75 ISBN 80-7013-128-4
- OKUDA, K. a kol. Effects of vision on postural sway i anterior cruciate ligament injured knees. *Journal of Orthopaedic Science.* 2005, roč. 10, č. 3, s. 277 – 283.
- OTÁHAL, S. a M. ŠORFOVÁ. *Objektivizační metody: Stabilometrie* [Prezentace]. Praha: Katedra anatomie a biomechaniky, FTVS UK, 2011 [cit. 27.3.2013].



- PATERSON, F. W. TRICKEY, E. L. Anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon as a free graft. *J Bone Joint Surg Br.* 1986; č. 68: s. 453–7
- RAŠEV, E. Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrbtice. *Rehabilitácia.* 1999, roč. 32, č. 1, s. 14 – 25
- RAŠEV, E. HAIDER, E. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa.* Pulenreuth: Haider Bioswing, 2010
- RYBKA, V. VAVŘÍK, P. a kol. *Aloplastika kolenního kloubu.* Praha: Grada, 2002. ISBN 80-901423-9-7
- Sensagent: Posturografie. [online]. [cit. 2012-01-11]. Dostupné z: <http://dictionnaire.sensagent.com/posturografie/cs-cs/>
- SCHUTTE, M. J. DABEZIES, E. J. a kol. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery.* 1987, č. 69A, s. 243 - 247
- SHIARISMI, M. a kol. Stabilometric Assessment in teh Anterior Cruciate Ligament. *Clinical Journal of Sport Medicine.* 1996, roč. 6, č. 1, s. 32 – 39
- SKONGLUND, S. Joint receptors and kinaesthesia. In: Iggo A, editor. *A Handbook of sensory physiology, Vol. II,* Berlin: Springer – Verlag, 1973, s. 111 - 136
- SMÉKAL, D. KALINA, R. URBAN, J. Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta chirurgice orthopædiacæ et traumatologiæ czechosl.,* 2006, 73: 421-425
- Sportvital: *Rombergův test.* [online]. [cit. 2012-01-11]. Dostupné z: <http://www.sportvital.cz/sport/testy/fitness-testy/obratnost/romberguv-test/>

- Statická posturografie: Statická posturografie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-01-11]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Statická\\_posturografie](http://cs.wikipedia.org/wiki/Statická_posturografie)
- SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 3, s. 112 - 125
- Svaly dolní končetiny: Svaly stehenní. Fotbal [online]. 2006, 2010 [cit. 2012-03-12]. Dostupné z: [http://www.fotbal-trenink.cz/index.php?option=com\\_content&view=article&id=20&Itemid=28&limitstart=2%29](http://www.fotbal-trenink.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=20&Itemid=28&limitstart=2%29).
- ŠORFOVÁ, M. *Poznámky z osobní konzultace na téma mechanika, rovnovážné polohy*. Praha: 2013
- TECCO, S., SALINI, V. TETE, S. FESTA, F. Effects of anterior cruciate ligament (LCA) injury on muscle activity of head, neck and trunk muscles,: a cross-sectional evaluation. *CRANIO: The Journal of Craniomandibular Practice*. 2007, roč. 25, č. 3. ISSN 0886-9634.
- TRULSSON, A. GARWICZ, M. AGEBERG, E. Postural orientation in subjects with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010, roč. 18, č. 6, s. 814 – 823
- URBACH, D. NEBELUNG, W. a kol. Bilateral dysfunction of the quadriceps muscle after unilateral cruciate ligament rupture with concomitant injury central activation deficit. *Unfallchirurg*. 2000, č. 103, s. 949 - 955
- URBACH, D. NEBELUNG, W. BECKER, R. AWISZUS, F. Effects of reconstruction of the anterior cruciate ligament on voluntary activation of quadriceps femoris. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2001, č. 8.

- VALERIANI, M. a kol. Central nervous system modifications in patients with lesion of the anterior cruciate ligament of the knee. *Brain: a journal of neurology*. 1996, roč. 119, č. 5, s. 1751 – 1762
- VAŘEKA, I. VAŘEKOVÁ R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, ISBN 978-80-244-2432-3
- VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. s 85 ISBN 8071841005
- VÉLE, F. ČUMPELÍK, J. PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 3, s. 103 - 105
- VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9
- VOLÁKOVÁ, V. *Kazuistika pacienta po plastice předního zkříženého vazů*. Praha, 2010. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- WALL, J. T. KAAS, J. H. a kol. Functional reorganization in somatosensory cortical areas 3b and 1 of adult monkey after median nerve repair: possible relationships to sensory recovery in humans. *Journal of Neuroscience*. 1986, č. 6, s. 218 - 233
- WIKSTORM, E. A. a kol. Gender and limb differences in dynamics postural stability during landing. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2006, roč. 16, č. 4, s. 311 – 315
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, roč. 5, č. 3, s. 193 - 214

- ZATTERSTROM, R. a kol. The effects of physiotherapy in standing in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *American Journal of Sports Medicine*. 1994, roč. 22, č. 4, s. 531 – 536

# **17 PŘÍLOHY**

## **Seznam příloh**

**Příloha 1   Souhlas etické komise**

**Příloha 2   Informovaný souhlas**

**Příloha 3   Seznam obrázků**

**Příloha 4   Seznam grafů**

**Příloha 5   Seznam tabulek**



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu diplomové práce, zahrnující lidské účastníky

**Název:** Vliv ruptury a plastiky předního zkříženého vazů na posturální stabilizaci jedince

**Forma projektu:** diplomová práce

**Autor (hlavní řešitel):** Bc. Jitka Mináriková

**Školitel (v případě studentské práce):** Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD.

**Popis projektu** (max. 10 řádek) zahrnuje i testování schopnosti zastabilizování probandů na stabilometrické plošině po impaktu kyvadlem ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými a se zavřenými očima a ve stoji na jedné a druhé dolní končetině. Probandi budou dospělí lidé alespoň rok po operaci předního zkříženého vazů a budou porovnáváni s kontrolní skupinou podobně starých zdravých jedinců.

**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:**

– riziko bude eliminováno předem provedeným zaškolením probandů a relativní jednoduchostí daných úkonů. Nebude použito invazivních metod.

**Etické aspekty výzkumu**

– osobní údaje a naměřená data nebudou zneužity.

**Informovaný souhlas (přiložen)**

V Praze dne 1. 11. 2012

Podpis autora:

### Vyjádření etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... 0171/2012 .....

dne: ..... 1. 11. 2012 .....

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

1

  
podpis předsedy EK

## **Příloha 2 – Informovaný souhlas**

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném projektu k mé diplomové práci. Jsem studentkou fyzioterapie v rámci navazujícího magisterského studia na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Mým úkolem je porovnat schopnost „zastabilizování“ stoje u zdravých jedinců a u probandů alespoň rok po rekonstrukci předního zkříženého vazů.

Účast na projektu trvá cca půl hodiny, měření se provádí pouze jednorázově. K měření bude použita speciální stabilometrická plošina a kyvadlo. Úkolem bude se po doteku tímto kyvadlem nechat co nejméně vychýlit z původního postavení. Toto měření se bude provádět ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými a zavázanými očima a ve stoji nejprve na jedné a poté na druhé dolní končetině. Všechny použité metody jsou neinvazivní a bezbolestné, nepříjemný může být jen pocit překvapení po prvním vychýlení kyvadlem.

Způsob testování nepřináší žádná větší rizika, úkony jsou relativně jednoduché.

Pokud se se mnou rozhodneme spolupracovat, dostanete malou odměnu v podobě čokolády či piva.

Získané osobní údaje a naměřená data budou použita pouze anonymně a jen pro účely výzkumu.

Svým podpisem stvrzujete, že jste byl informován o postupech měření a souhlasíte s účastí na projektu.

Děkuji

Jitka Mináriková

### **Příloha 3 – Seznam obrázků**

Obrázek 1 Ukázkový záznam zobrazený v programu Excel



## Příloha 4 – Seznam grafů

- Graf 1 Ukázkové grafy průběhu síly  $F_z$  (v newtonech) v čase (v sekundách) ve stoji na obou nohách
- Graf 2 Ukázkový graf průběhu výsledné síly  $F_t$  (v newtonech) ve stoji na jedné noze v závislosti na čase
- Graf 3 Ukázkový průběh křivky zobrazující souřadnici centra tlaku  $A_x$  v čase
- Graf 4 Procentuelní rozdíl v maximech  $F_{zp}$  a  $F_{zl}$  z celkového max  $F_z$  u jednotlivých probandů a průměrná hodnota těchto rozdílů
- Graf 5 Procentuelní rozdíl v  $\max F_{zp}$  a  $\max F_{zl}$  z celkového  $\max F_z$  u jednotlivých probandů s vyloučením zrakové kontroly a průměrná hodnota těchto rozdílů
- Graf 6 Porovnání výše uvedených křivek pro rozdíl maxim  $F_{zp}$  a  $F_{zl}$  u jednotlivých probandů – s otevřenými a zavřenými očima
- Graf 7 Křivka zobrazující hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla na pravé dolní končetině
- Graf 8 Křivka zobrazující hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla na levé dolní končetině
- Graf 9 Křivka jednotlivých rozkmitů souřadnice centra tlaku  $A_x$  u probandů z kontrolní skupiny
- Graf 10 Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji s otevřenými očima
- Graf 11 Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji s otevřenými očima
- Graf 12 Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji se zavázanými očima
- Graf 13 Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji se zavázanými očima
- Graf 14 Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na operované noze
- Graf 15 Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na neoperované noze
- Graf 16 Křivka průběhu předozadní souřadnice centra tlaku  $A_x$  (m) v čase

- Graf 17 Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji s otevřenými očima
- Graf 18 Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji s otevřenými očima
- Graf 19 Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji se zavázanými očima
- Graf 20 Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji se zavázanými očima
- Graf 21 Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na operované noze
- Graf 22 Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na neoperované noze
- Graf 23 Křivka průběhu předozadní souřadnice centra tlaku  $A_x$  (m) v čase
- Graf 24 Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji s otevřenými očima
- Graf 25 Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji s otevřenými očima
- Graf 26 Síla  $F_z$  (N) náležející levé dolní končetině ve stoji se zavázanými očima
- Graf 27 Síla  $F_z$  (N) náležející pravé dolní končetině ve stoji se zavázanými očima
- Graf 28 Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na operované noze
- Graf 29 Průběh síly  $F_t$  (N) v čase  $t$  (s) ve stoji na neoperované noze
- Graf 30 Křivka průběhu předozadní souřadnice centra tlaku  $A_x$  (m) v čase

## **Příloha 5 – Seznam tabulek**

Tabulka 1	Procentuelní rozdíl v $\max F_{zp}$ a $\max F_{zl}$ vzhledem k $\max F_z$ u jednotlivých probandů
Tabulka 2	Procentuelní rozdíl v $\max F_{zp}$ a $\max F_{zl}$ vzhledem k $\max F_z$ u jednotlivých probandů s vyloučením zrakové kontroly
Tabulka 3	Hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla ve stoji na pravé dolní končetině
Tabulka 4	Hodnoty jednotlivých kontrolních probandů udávající čas od impaktu do opětovného ustálení polohy těla ve stoji na levé dolní končetině
Tabulka 5	Jednotlivé rozkmity souřadnice centra tlaku $A_x$ u probandů z kontrolní skupiny
Tabulka 6	Porovnání výsledků probanda č. 1 s kontrolní skupinou
Tabulka 7	Porovnání výsledků probanda č. 2 s kontrolní skupinou
Tabulka 8	Porovnání výsledků probanda č. 3 s kontrolní skupinou