

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

**Bc. Kateřina Razimová**

**Balanční plochy a pevná opora v pohybové rehabilitaci  
při přední nestabilitě kolenního kloubu**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář

Olomouc 2014

# ANOTACE

## Diplomová práce

**Název práce v J:** Balanční plochy a pevná opora v pohybové rehabilitaci přední nestability kolenního kloubu

**Název práce v AJ:** Balance boards and fixed support in motion rehabilitation of anterior knee instability

**Datum zadání:** 2013-01-31

**Datum odevzdání:** 2014-05-16

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Kateřina Razimová

**Vedoucí práce:** MUDr. Petr Kolář

**Oponent práce:** Mgr. Jiří Stacho

## Abstrakt v J:

Diplomová práce je zaměřena na objektivizaci efektu dvou rehabilitačních postupů u pacientů s přední nestabilitou kolenního kloubu. Přední nestabilita je spojena s porušením neuromuskulární kontroly v oblasti kolene, která se projevuje v posturální kontrole jedince. Cílem teoretické části je sumarizovat dosavadní poznatky v oblasti patologie, léčení a vybraných postupů rehabilitace u lézí předního křížového vazů. Hlavním cílem bylo porovnat efekt 6-ti týdenní fyzioterapie přední nestability s prvky cvičení v pevné opoře versus vyufflití labilních ploch v terapii s cílem obnovit proprioceptivní kontrolu. Objektivizace práce byla provedena pomocí vybraných posturografických testů a Lysholm Knee Scoring Scale. Testovaný soubor obsahoval celkem 12 probandů, kteří byli náhodně rozděleni do dvou skupin. Všechni probandé byli měřeni dvakrát, a to po nástupu k rehabilitační péči a 6 týdnů po prvním měření. Ze získaných dat byl poté posouzen efekt testovaných metodik rehabilitace.

**Abstrakt v AJ:**

This thesis focuses on the objectification of the effect of two different rehabilitation methods applied to patients with anterior instability of the knee. The anterior instability is associated with a deficit of neuromuscular control of the knee, which is reflected in postural control. The aim of the theoretical part is to summarize the latest findings in the field of pathology, treatment and rehabilitation of anterior cruciate ligament. The main objective was to compare the effect of 6-week anterior instability in form of physiotherapy exercises with elements of the solid support versus the use of unstable surfaces in therapy. The objectification of the work was performed by using selected posturographics tests and Lysholm Knee Scoring Scale. Tested set consisted of 12 probands who were randomly divided into two groups. All probands were measured twice. First they were measured before the rehabilitation care and then six weeks after the first measurement. The effects of the tested rehabilitation methods were then assessed from the collected data.

**Klí ová slova v J:**

Stabilita kolenního kloubu, LCA deficit, neuromuskulární kontrola, posturografie, balan ní cví ení, rehabilitace

**Klí ová slova v AJ:**

Knee stability, ACL deficit, neuromuscular control, posturography, balance exercise, rehabilitation

**Rozsah práce:** 130 stran, v etn 27 stran p íloh

**Místo zpracování:** Olomouc

**Místo ulofení:** Ústav fyzioterapie ó FZV UP ó sekretariát/d kanát

**Prohlášení:**

Prohláuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Petra Koláře a uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne

Podpis: í í í í í í í í í í .

### **Poděkování:**

Ráda bych poděkovala MUDr. Petru Kolářovi za vstřícnost a odborné vedení mé diplomové práce, Ing. Janu Papeřovi a Mgr. Dagmarě Teškové za statistické zpracování dat. Děkuji také všem probandům, kteří se účastnili této práce a za jejich trpělivé cvičení. Především bych chtěla poděkovat své rodině a blízkým, kteří mě podporovali po celou dobu mého studia.

# Obsah

ÚVOD.....	9
1 TEORETICKÉ POZNATKY .....	11
1.1 Základní anatomické poznatky kolenního kloubu.....	11
1.1.1 Articulatio genus  kloub kolenní .....	11
1.1.1.1 Kloubní pouzdro .....	11
1.2 Stabilizátory kolenního kloubu .....	12
1.2.1 Vazivový aparát .....	12
1.2.1.1 Kapsulární stabilizátory.....	12
1.2.1.2 Intraartikulární stabilizátory .....	14
1.3 Biomechanika kolenního kloubu.....	15
1.3.1 Kinematika kolenního kloubu .....	15
1.4 Přední křížový vaz  LCA.....	16
1.4.1 Cévní a nervové zásobení LCA .....	17
1.4.2 Biomechanika LCA .....	18
1.5 Stabilita kolenního kloubu .....	19
1.5.1 Klasifikace nestabilit kolenního kloubu.....	19
1.5.2 Vyšetření přední stability kolenního kloubu .....	21
1.5.3 Chronická nestabilita .....	22
1.6 Neurofyziologie.....	23
1.6.1 Propriocepce kolenního kloubu .....	23
1.6.1.1 Svalové receptory.....	24
1.6.1.2 Kloubní receptory .....	24
1.6.1.3 Mechanoreceptory.....	25
1.6.2 Neuromuskulární kontrola.....	26

1.7 Mechanismus poranění LCA.....	28
1.7.1 Přední nestabilita přední šlečky poranění LCA.....	28
1.7.2 Léčba poranění LCA.....	30
1.8 Pohybová rehabilitace.....	30
1.8.1 Rehabilitace u lézí LCA.....	31
1.8.1.1 Proprioceptivní trénink.....	32
1.8.1.2 Senzomotorická stimulace.....	33
1.8.2.3 Balanční plochy.....	34
1.8.1.4 Pevná opora.....	35
1.9 Dynamická počítačová posturografie.....	35
1.9.1 Vybrané posturografické testy.....	36
1.10 Lysholm Knee Scoring Scale.....	36
2 CÍLE A HYPOTÉZY.....	37
2.1 Vědecké otázky a hypotézy diplomové práce.....	37
2.1.1 Vědecká otázka . 1.....	37
2.1.1.1 Hypotézy k vědecké otázce . 1.....	37
2.1.2 Vědecká otázka . 2.....	38
2.1.2.1 Hypotézy k vědecké otázce . 2.....	38
2.1.3 Vědecká otázka . 3.....	39
2.1.2.1 Hypotéza k vědecké otázce . 3.....	39
3 METODIKA.....	40
3.1 Charakteristika souboru probandů.....	40
3.1.1 Stabilní skupina.....	40
3.1.2 Balanční skupina.....	41
3.2 Kineziologické vyšetření a příprava měření.....	41
3.3 Průběh měření.....	42
3.3.1 Vlastní měření.....	42

3.3.1.1 Měřené testy.....	43
3.4 Statistické zpracování získaných dat .....	45
3.5 Metodika cvičení v pevné opoře .....	45
3.6 Metodika cvičení s využitím balančních ploch.....	46
4 VÝSLEDKY .....	47
4.1 Výsledky k v dekové otázce . 1.....	47
4.2 Výsledky k v dekové otázce . 2.....	60
4.3 Výsledky k v dekové otázce . 3.....	68
5 DISKUZE .....	71
5.1 Diskuze k v dekové otázce . 1.....	76
5.2 Diskuze k v dekové otázce . 2.....	80
5.3 Diskuze k v dekové otázce . 3.....	83
ZÁVĚR.....	85
REFERENČNÍ SEZNAM.....	86
SEZNAM ZKRATEK.....	98
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	100
SEZNAM TABULEK.....	101
SEZNAM GRAFŮ .....	102
SEZNAM PŘÍLOH.....	103
PŘÍLOHY .....	104



# ÚVOD

Poranění předního křížového vazů (LCA) se řadí k nejčastějším poraněním vazivového aparátu. Rupturu vazů nalzááme nejčastěji u sportovních úrazů (Micheo et al., 2010, p. 935; Nedbal, 2011, p. 42; Gallo, 2011, s. 81), následkem je vznik anteriorní nestability kolenního kloubu. Tato ligamentózní struktura je v konfrontaci s pohybem velice významná. Léze LCA způsobuje určité změny v propriocepci, které se v očích laické veřejnosti projeví ve změně koordinace pohybu spolu s pocitem nestability. Nejistota se projevuje v opakovaných epizodách tzv. "podklesnutím" nebo-li giving way fenoménem kolenního kloubu, k nimž dochází v naprovořených podmínkách (Herrington, 2009, p. 149; Gallo, 2011, s. 74).

Základem léčby je cílená rehabilitace ve spolupráci mnoha dalších oborů a jejich pracovníků. Obnova deficitní funkce kolenního kloubu spojuje ortopedy, traumatology, fyzioterapeuty, vedle pracovníků, pacienty a ve velké míře sportovce. Cílem fyzioterapie a pohybových technik je oslovení a znovu získání neuromuskulární kontroly vedoucí k zlepšení funkční stability kolenního kloubu.

K získání teoretických zdrojů této diplomové práce byly využity Elektronické informační zdroje Univerzity Palackého v Olomouci. K vyhledání podkladů bylo přepáno v databázích odborných časopisů: PubMed, Proquest, EBSCO. Jako klíčová slova byla použita: knee stability, ACL deficit, neuromuscular control, posturography, balance exercise, rehabilitation. Vyhledávání probíhalo v období od 10. 11. 2012 do 28. 4. 2014. Nejpočtější jazykem literatury byla angličtina. Přepáno bylo i z německých zdrojů. Celkem bylo vyhledáno 4186 fulltextů (údaj z 25. 4. 2014). V diplomové práci jich bylo využito 44.

Cílem teoretické části práce bylo zprostitkovat aktuální informace o přední nestabilitě kolenního kloubu, sledcích nestability a léčebném řešení formou rehabilitace, využívající labilní terény a stabilní cvičení.

Hlavním cílem praktické části práce bylo objektivně zhodnotit pomocí posturografických testů vliv dvou možných přístupů terapie této nestability. Soubor testovaných tvořilo 12 mužů, kteří byli nezávisle rozdělených do dvou skupin. První

skupina prod lala 6-ti t ydenn i terapii veden e v pevne opo e. Druha skupina take absolvovala 6-ti t ydenn i terapii ov-em s vyufitim balan n ich ploch dle Senzomotorick e stimulance Jandy a Vavrov e. Ob formy prod lan e terapie byly pod vedenim autorky teto prace.

Zpracovani vysledk bylo zam eno na porovnan i zm n v posturalni kontrole z u astn n ych proband mezi 1. a 2. skupinou. Zam rem diskuze bylo zhodnoceni limit m en i, klinicke nestability, rehabilita n ich postup a porovnan i vysledk se sou asny mi studii.

# 1 TEORETICKÉ POZNATKY

## 1.1 Základní anatomické poznatky kolenního kloubu

Kloubní spojení kolenního kloubu patří k nejvtím a nejsložitjím v lidském tle (Swamy, Holi, 2012, p. 36), umožnuje končetině nést a p néšet tlesnou hmotnost (Ashwini et al., 2013, p. 118). Spojuje dv nejdelší kosti, femur a tibií, mezi nimiž dochází bhem chůze k neustálé změně vzdálenosti a vychylování tlet tla. Kolenní kloub minimalizuje energetickou náročnost chůze (Dylevský, 2009, s. 148).

### 1.1.1 *Articulatio genus* kloub kolenní

*Articulatio genus* je kloub složený, jehož pohyb je možný díky styku celkem tít kostí: tibie, femuru a pately. Skládá se z femoro-patelárního, mediálního a laterálního tibio-femorálního kloubu. Styčné plochy těchto kostí vyplují kloubní menisky (Ashwini et al., 2013, p. 118; íhák, 2008, s. 293). Věchny kostnaté povrchy uvnitř kolenního kloubu jsou pokryty tenkou vrstvou chrupavky, jejíž úkol je odolávat každodennímu opotěbování, působí jako tlumič nárazů. Kloubní chrupavka je tenká vrstva vysoce kvalitního, ultra-kluzkého hyalinního materiálu (Swamy, Holi, 2012, p. 36). *Condili femoris* oznaujeme jako kloubní hlavice. *Facies articularis superior* kondyl tibie spolu s menisky popisujeme jako kloubní jamky ( íhák, 2008, s. 293).

#### 1.1.1.1 *Kloubní pouzdro*

Kloubní pouzdro obepíná nejvtí synoviální dutinu v lidském tle (Bartoník, Heřt, 2004, s. 185). Samotné pouzdro začíná na femuru 1-1,5 cm od kraje kloubní plochy a končí na tibií zhruba 0,5 cm od okraje kloubní struktury (Gallo, 2011, s. 80). Pouzdro nenacházíme na epikondylech femuru, kde jsou připojeny svaly a vazy. Skládá se ze synoviální a fibrózní vrstvy, které se od sebe navzájem liší. Fibrózní část srůstá s bazí obou menisků v celém jejich obvodu, vyjma předních a zadních rohů.

Synoviální vrstva pouzdra je mnohem méně pružná, vytváří adhezi duplikatur a tak. Velmi slabé je pouzdro ve své přední části, na síle nabývá v oblasti postranních vaz ( Šihák, 2008, s. 295, Dylevský, 2009, s. 149; Bartoníček, Heřt, 2004, s. 185) a v dorsální části kondyl femuru (Gallo, 2011, s. 80).

## 1.2 Stabilizátory kolenního kloubu

Rozlišíme dva druhy. První nazýváme aktivní (**dynamické**) stabilizátory, které tvoří svaly a svalové fascie. Druhým typem jsou pasivní (**statické**) stabilizátory, kam řadíme vazy, menisky a kostní struktury (Stroble, Stedtfeld, 1990, p. 2; Gallo, 2011, s. 80).

### 1.2.1 Vazivový aparát

Zesilující vazivový aparát kloubního pouzdra patří k nejsilnějším a nejmohutnějším. Tvoří jej ligámenta kloubního pouzdra, kapsulární vazy a nitrokloubní vazy spojující femur s tibíí. Poslední uvedené struktury výrazně promínující do kloubní dutiny nazýváme intraartikulární stabilizátory (Bartoníček, Heřt, 2004, s. 186; Šihák, 2008, s. 295).

#### 1.2.1.1 Kapsulární stabilizátory

Kapsulární vazy, vycházejí z kloubního pouzdra (Dylevský, 2009, s. 149), řadí se mezi pasivní a statické stabilizátory. Jsou to struktury tvořené silným pásem z pojivové tkáně, která spojuje jednotlivé kosti přes kloubní spojení. Poskytují pevnost a stabilitu kloubu (Swamy, Holi, 2012, p. 36). Šech et al. řadí mezi kapsulární stabilizátory i struktury dynamického svalového systému (Šech et al., 1986, s. 18).

Dle sr stu jednotlivých vaz s kloubním kolenním pouzdrém rozeznáváme t i hlavní skupiny stabilizátor :

- ventrální,
- medio-laterální,
- posteriorní.

Ventrální skupinu tvo í -lacha musculus (dále jen m.) quadriceps femoris (dále jen QF) ó **ligamentum patellae** upínající se na tuberositas tibiae, a **retinaculum patellae mediale et laterale** ó pruhy procházející po stranách pately k tibii. M. QF je masivní sval funkcí extenzor podílející se p edev-ím na dynamické stabilizaci pately. Skládá se ze ty hlav. *M. rectus femoris*, je oproti ostatním hlavám m. QF sval dvoukloubý, a také napomáhá flexi ky elního kloubu. *M. vastus lateralis*, *m. vastus intermedius* a *m. vastus medialis* komplexn stabilizují kolenní kloub. Nejvýznamn j-í pozici z vast má m. vastus medialis, jeho fl distální ást má d leffitou funkci v dynamické stabilizaci pately, kdy brání jejímu posunu sm rem lateráln .

Medio-laterální skupina tvo ená **ligamenty collaterale tibiale et fibulare** - vnit ní a zevní postranní vaz jdoucí od p íslu-ného epikondylu femuru na tibii a na hlavici fibuly. Jiné pojmenování pro tibiální kolaterální vaz je ligamentum collaterale mediale (LCM), pro fibulární vaz pak, ligamentum collaterale laterale (LCL), (Bartoník, He t, 2004, s. 188; 194; íhák, 2008, s. 295; Dylevský, 2009, s. 149-152). Hrají velmi d leffitou roli ve stabilit a plynulosti pohybu kolenního kloubu (Yan, et al, 2010, p. 99), p i plné extenzi a áste n p i díl í flexi ( íhák, 2008, s. 295). Hranici mezi t mito strukturami tvo í longitudinální retinákula pately ( ech et al, 1986, s. 18).

Na mediální stabilit se podílejí i následující svaly. Spole ná -lacha pro svaly *m. gracilis*, *m. sartorius* a *m. semimembranosus* nazývaná jako pes anserinus, se upíná mezi LCM a tuberositas tibie. *M. gastrocnemius*, jeho fl mediální hlava za íná na mediálním kondylu femuru a spolu s dorzální plochou kloubního pouzdra probíhá lateráln od -lacha *m. semimembranosus* (Bartoník, He t, 2004, s. 188;195, 197).

Svaly podílející se na laterální stabilit jsou p edev-ím *m. biceps femoris*, tvo ící dv hlavy. *Caput longum* s dlouhou úponovou -lachou a *caput breve* upínající se svalovými snopci na mediální stranu této -lacha. Spole ný úpon kon í na hlavi ce

fibuly do tvaru podkovy, v níž se uprostřed upíná LCL. M. popliteus je plochý trojúhelníkový sval v zadní straně kolenního kloubu. Funkcí svalu je flektovat bérce a rotovat ho dovnitř, umocňuje tak zámek kolena. Svým tahem chrání zadní křížový vaz. Posledním významným svalem je m. gastrocnemius a jeho laterální hlava s podobným průběhem jako jeho mediální část (Dylevský, 2009, s. 152).

Posteriovní skupina vaz je tvořena **ligamentum popliteum obliquum** - odbočuje od úponu m. semimembranosus, jdoucí šikmo zdola mediálně nahoru zevně. **Ligamentum popliteum arcuatum** je spojené s hlavicí fibuly, uložené laterálně (Šihák, 2008, s. 297).

### *1.2.1.2 Intraartikulární stabilizátory*

Mezi intraartikulární stabilizátory řadíme menisky a křížové vazy (Koch et al, 1986, s. 26; Gallo, 2011, s. 80).

Lubrikace, roztírání synoviální tekutiny a napínání kloubního pouzdra tak, aby nedošlo k jeho uskužití (Bartonek, Hecht, 2004, s. 191), propiocepce, kloubní stabilizace a přenos zatížení, jsou hlavní funkce kolenních menisků (Ashwini et al, 2013, p. 118). Menisky tvoří husté vazivo přecházející ve vazivovou chrupavku. Jejich forma odpovídá kloubním plochám tibie, liší se tedy tvarem a velikostí. Rozeznáváme meniskus medialis, který je vnitřní, polomsíťitý a méně pohyblivý. Meniscus lateralis, který je téměř kruhový i značně pohyblivý. Oba menisky jsou na vnějším obvodu vyčnížící, neflí ve vnitřním prostoru, kde jsou velmi tenké (Dylevský, 2009, ss. 148-149; Šihák, 2008, s. 295).

Nitrokloubní křížové vazy rozlišíme na přední a zadní vazy. Zajišťují pevnost kolene při flexi, kdy dochází k jejich napětí (Šihák, 2008, ss. 295, 301). Společně omezují flexi, extenzi a vnitřní rotaci, ale zevní rotace kolenního kloubu zůstává volná. Při přelíhání uvolnění vaz vzniká viklavé koleno (Véle, 2006, s. 255). Vazy jsou uloženy uprostřed, mezi synoviální a fibrózní vrstvou kloubního pouzdra.

**LCA** je ligamentum cruciatum anterius, neboli přední křížový vaz. Začíná na vnitřní ploše zevního kondylu femuru a upíná se šikmým směrem dolů na mezihrbolovou vyčnížinu tibie.

**LCP** ó ligamentum cruciatum posterius, zadní zkřížený vaz. Začíná na vnější ploše vnitřního kondylu femuru a upíná se –ikmo dozadu do mezihrbolové jamky tibie (Trnavský, Rybka, 2006, s. 17).

## 1.3 Biomechanika kolenního kloubu

Koleno je střední kloub dolní končetiny (Kapandji, 1987, p. 64), umí být v určité vzdálenosti od podlahy, po které se tělo pohybuje (Véle, 2006, s. 253). V podstatě má kloub jeden stupeň volnosti, což umí se ohýbat a natáčet. Koleno je namáháno vlivem axiálních tlakových sil. Funkcí je velká mobilita a zároveň působení ohromných tlakových sil vlivem tahové síly svalů a hmotnosti těla. Tyto aspekty kolena činí náchylné k podvrtnutí a vymknutí (Kapandji, 1985, p. 64; Kapandji, 1987, p. 64). Znalost biomechanických pochodů nám poskytuje základní rámec porozumění pro pochopení poranění kolenního kloubu, plánování následné rehabilitace i operativních výkonů (Hart, Třípík, 2010, s. 21).

### 1.3.1 Kinematika kolenního kloubu

Kolenní kloub není prostým závěsným kloubem vykazující pohyb pouze do flexe a extenze. Pohybová charakteristika tohoto kloubu je velice složitá, pozorujeme 6 stupňů volnosti. Základní popis rozdělení pohybů v kolenním kloubu je flexe, extenze, vnitřní a zevní rotace, přidáme-li je také abdukci, addukci, máme 3 rotační pohyby. Popisujeme je také 3 translace tibie. Dále máme pohyby dle lit na jednoduché a sdrufené, přiklad sdrufeného pohybu je přechod z extenze do flexe za současně rotace (Dungl, 2005, s. 953; Dylevský, 2009, s. 150; Hart; Třípík, 2010, s. 22).

**Flexi** provádíme pomocí m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Svaly napomáhající tomuto pohybu jsou m. gracilis, m. sartorius, m. gastrocnemius a m. popliteus. Flexi stabilizují m. iliopsoas, m. pectineus a m. rectus femoris. Rozsah pohybu v maximální aktivní flexi je 120°, při pasivní flexi až 140°. Samotná flexe probíhá v několika fázích. Prvních 5 stupňů

je prováděná tzv. **poáte ní rotací**, kdy se zevní kondyl femuru otáčí, naopak vnitřní se posouvá, tudíž dojde k **odemknutí kolene**. Následuje **valivý pohyb**, při něm se femur valí po tibií, meniscích a vzniká **klouzavý pohyb** o v závěrečné fázi flexe, kdy se stále mění kontakt femuru s tibií a menisky se posunují po tibií oba dozadu. Flexi zajišťují křížové vazy, zabránění v těm posunům kostí.

**Extenzi** provádí m. quadriceps femoris, pomáhá mu m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus. Pohyb do extenze stabilizují především břišní svaly a m. erector trunci a m. quadratus lumborum. Extenze v kolenním kloubu hodnotí opačný pohyb - do nulového postavení, v klinice nazýváme hyperextenze, 10°-15°. Plná extenze je základním postavením kolenního kloubu, dochází k napnutí postranních vazů a všech vazivových struktur na dorzální straně kloubu. Femur, menisky a tibia na sebe pevně vzájemně naléhají. Patela kloufe při flexi distálně a při extenzi proximálně v rozsahu 5-7 cm.

**Vnitřní rotace** je možná pouze v kolenní flexi díky m. biceps femoris, m. tensor fasciae latae.

**Zevní rotace** je prováděna m. semitendinosus a m. semimembranosus. Pomocné svaly jsou m. sartorius, m. gracilis, m. popliteus. Dle Véleho je rotace v kolenní m. možná podél osy tibiae, vnitřní maximálně do 40°, a zevní 15-30° (Dylevský, 2009; ss. 150 - 153; Véle, 2006, s. 254; Bartoněk; Heřt, 2004, p. 208).

## 1.4 Přední zkřížený vaz – LCA

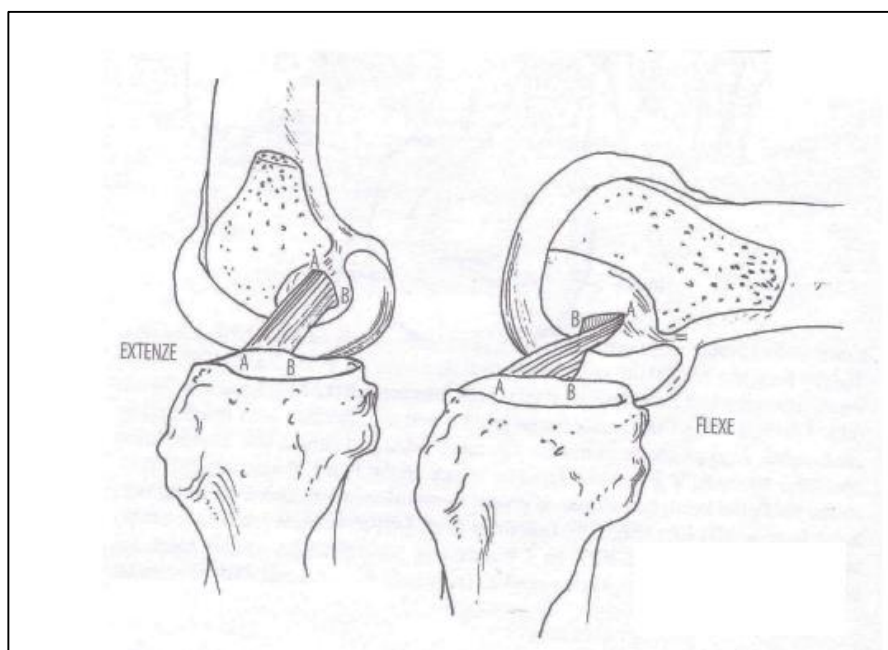
LCA je kolagenní struktura, která je přibližně 38 mm dlouhá a 10 mm široká (Micheo, 2010, p. 935). Je to tedy lehký stabilizátor kolenního kloubu, díky svým mechanickým vlastnostem, ale i tím, že vaz poskytuje aferentní informace do centrálního nervového systému pomocí mechanoreceptorů (Decker et al, 2011, p. 1625). První formování LCA lze pozorovat již během 8. týdne embryonálního vývoje, rozlišení na dva svazky pozorujeme už v 16. týdnu.

Z ultrastrukturálního pohledu je LCA tvořen podélně orientovanými kolagenními vlákny o průměru 20-70 nm. Jednotlivá vlákna tvoří jednotky obalené endotenoniem,



tyto struktury se sdrůflují a vytvá í fascikulus obalený epitenoniem. Vaz jako celek pak pokrývá paratenonium. Dal-í vrstvu obalující LCA je synoviální asa vycházející ze zadní strany interkondylického prostoru a kon ící u tibiálního úponu (Hart, <sup>TM</sup>p ák, 2010, s. 11; Otsubo et al, 2011, p. 128). N kte í auto i popisují LCA jako jednu trvalou konstrukci, jiní popisují dva svazky (Borbon et al, 2012, p. 246; Micheo et al., 2010, p. 935), nebo dokonce t i svazky. Nap íklad Norwood and Cross jifl v roce 1979 poukázali na rozd lení LCA do jednotlivých svazk : anteromediální, p echodný intermediální a posterolaterální svazek.

V t-ina autor v-ak, popisuje anteromediální ást tvo ící v plné extenzi p ední a horní okraj vazy, dále posterolaterální ást, která je krat-í a siln j-í ó v extenzi tvo ící dorzální a spodní okraj vazy. P i 90° flexi se ob tyto ásti ve svém st edu k ífí (Bartoník, He t, 2004, s. 186; Norwood et al., 1979 in Otsubo et al., 2011, p. 128).



Obrázek 1 znázor uje diagram k íflení svazk LCA v závislosti na poloze kolenního kloubu (Hart, <sup>TM</sup>p ák, 2010, s. 16).

#### 1.4.1 Cévní a nervové zásobení LCA

Nejvýznamn j-í cévou zásobující LCA je a. genicularis media, vycházející z a. poplitea, která proráfí zadní kloubní pouzdro. Tato hlavní tepna vytvá í

periligamentózní plexus v synoviálním rukávci (Hart, <sup>Třp</sup>ák, 2010, s. 12), dále je vaz vyfivován skrze ídké vazivo (Bartoník, He t, 2004, s. 204). Při poranění uvedeného plexu následkem postření LCA vzniká hemartrosa.

Inervace předního zřívěného vazů je zajiřt na prost ednictvím **n. tibialis** pomocí n. articularis posterior, který vychází ve fossa poplitea kolem popliteální tepny a říly. Odtud dále proniká zadním pouzdem, kde vytvá ří popliteální plexus. Nervová zakon ení mají společ n s mechanoreceptory a proprioreceptory zásadní význam pro kontrolu propriocepce a tonu sval ů kolem kolenního kloubu (Hart, <sup>Třp</sup>ák, 2010, s. 12). Toto zjiřt ění nazna uje, mořné ochranné role pro LCA v zachování kloubní stability v reflexní aktivaci sval ů (Micheo et al, 2010, p. 936).

Nervová vlákna vysílají bolest v rámci fascicularis prostor a mechanoreceptor ů, které byly také identifikovány na povrchu vazů, v řinou na úpon ů vazů (zejména stehenního), pod vn řím synoviálním plář m. Tyto poznatky hrají zásadní roli při rehabilitaci pacient ů s pořkozením LCA (Borbon et al., 2012, p. 246).

### 1.4.2 Biomechanika LCA

Krom ř funkce mechanické LCA má i propriceptivní funkci, o emřl sv ř í přítomnost mechanoreceptor ů a nervových zakon ení, které mohou poskytnout aferentní informaci při posturální zm ěn ě kolene prost ednictvím deformace v rámci vazů (Borbon et al., 2012, p. 246). Vaz stabilizuje kolenní kloub př edev řím antero-posteriorním sm řu. Dovoluje pohyb, aniř by dořlo ke zřát ě kontaktu s povrchem (Kobke, Kapandjii, 2009 p. 120). LCA se př ěbřřn ě 85 % podřlí na stabilit ě kolenního kloubu při plném zatřřen ě ve 30° flexi kolenního kloubu, ov ěm s rostoucí flexí v kolenním kloubu se tato uvedená procentuální hodnota sniřuje (Hart, <sup>Třp</sup>ák, 2010, s. 23). Pokud je koleno v plné extenzi, LCA je zcela napnutý, při 15° flexi jeho tenze postupn ě klesá a svého maxima dosáhne mezi 30° ař 40° flexe. Pot ě tenze za říná op ř postupn ě nar řstat do řáze, kdy je vaz znovu pln ě napnutý, 90° flexe v kolenním kloubu ( ěch et al., 1986, s. 56).

## 1.5 Stabilita kolenního kloubu

Funkce kolenního kloubu není možná bez jeho vlastní stability (Gallo et al., 1986, s. 60). Tvar a rozložení kloubních ploch se na stabilitu v zásadě nepodílí (Gallo, s. 80, 2011), hlavní složkou stabilizace kolenního kloubu zajišťuje vazivový a svalový aparát (Ditnar, 1995, s. 3). Kloub je funkčně stabilní pouze, je-li schopen naplno vyrovnat nároky, které přicházejí ze zevního prostředí. Nesmí však dojít k jeho poškození (Gallo et al., 1986, s. 60).

Adekvátní stabilita kolene je nezbytná pro mechanickou odolnost při námaze. Dochází k fyziologicky optimálnímu rozložení tlaku a zachovává se přirozená dynamická rovnováha kolenního kloubu. Výrazně k tomuto stavu přispívá vazivová stabilita, svalová síla svalů a aferentní vzájemná vazba do CNS (Pollet et al., 2011, pp. 158-160). Hlavními stabilizujícími strukturami jsou LCA, LCP a oba postranní vazy kolene (Gallo, s. 80, 2011). Souhra uvedených složek podílejících se na stabilitě je nezbytná pro bezbolestný pohyb a zachování aktivní funkce kloubu (Pollet et al., 2011, pp. 158-160).

Na stabilitu se podílí i tělesný orgán, který pro udržení stability v prostoru vyřazuje fixaci poloh kloubů na dolní končetině proximodistálním směrem. Nejprve snižováním potrubí os v kloubech distálním směrem, tvarováním kostí zpevněním kloubů pomocí mediálních a laterálních vazů (Véle, 2006, s. 322).

### 1.5.1 Klasifikace nestabilit kolenního kloubu

V praxi rozeznáváme několik druhů nestabilit, dle typu poranění. Klasifikace dle Hastingsa, 1979:

- nestabilita s primární lézí kapsulárních stabilizátorů (mediální, laterální a hyperextenzní nestability),
- izolované léze zkrivených vazů (předního zkriveného vazů, zadního zkriveného vazů).

Mediální nestability tvoří převážnou část všech případů vzniku instabilit. Příčinou je násilný abdukční-zevní rotační mechanismus působící na kloub ze zevní strany. Jako první bývá poškozen vnitřní postranní vaz, kloubní pouzdro a menisky. Při progresujícím násilím může dojít k poškození vnitřní i jedné z křížových vaz, i obou křížových vaz.

Laterální nestability nejsou v porovnání s mediálními tak časté. Vznikají abdukční a rotační zranění kloubu. Dalšími příčinami vzniku je působení násilí na vnitřní stranu kloubu. Nejčastěji se poraní zevní postranní vaz, kloubní pouzdro a menisky. Při progresu dochází k porušení křížových vaz a komplexu posterolaterálních struktur. Rizikem je poranění n. peroneus communis.

Hyperextenzní nestability jsou velice vzácné a vznikají při velice těžkých poranění násilnou hyperextenzí. Následkem je poškození zadního kloubního pouzdra, jednoho i obou křížových vaz a menisků.

Izolované poškození jedné křížové vazy. Příčinou zranění je násilná vnitřní rotace bérce v konečné fázi extenze kloubu.

Izolované poranění zadní křížové vazy vzniká opět působením násilím, ale na přední plochu proximální části bérce při flexi kloubu (Gallo, 2011, s. 80).

Jak již bylo zmíněno nervová zakončení (i mechanoreceptory) ve křížových vazech hrají důležitou roli v proprioceptivní reflexní oblouku a podporují stabilitu kloubu (Yan et al., 2010, p. 100).

Jiné rozdělení uvádí Hart a spolupracovník:

- LCA o independentní s funkčně stabilním kloubem,
- LCA o dependentní se zjevnou klinickou nestabilitou, podvrtáváním kloubu a dalšími příznaky insuficience LCA (Barret, 1991 in Hart, spolupracovník, 2010, s. 13).

Uvedené dvě skupiny jsou rozděleny na základě rozvoje kompenzačního mechanismu hamstringů (příslušné laterální skupiny), které mají specifickou aktivitu EMG při chůzi a doskocích vlivem snížené činnosti m. QF. Hamstringy (dále jen HAM) jsou u pacientů s mechanickým zatížením LCA pružnější oproti zdravým

osobám, vlivem lepší připravenosti svalů reagovat v kratším intervalu v větší sílou (Hart, 2010, s. 13; Fremerey et al., 2005, p. 160).

### 1.5.2 Vyšetření přední stability kolenního kloubu

Před samotným vyšetřením kloubního kolenního aparátu je nutné si uvědomit určitou variabilitu laxicity vazivových struktur kolene v populaci, dále individuální rozdíly při vykonávání tahu a tlaku vyšetřujícím, při jednotlivých testech. I přes tyto problémy má správné provedení vyšetření zásadní význam pro diagnostiku vazivového aparátu kolene (Trnavský, Rybka, 2006, s. 25). Vyšetření stability kolene není ihned zřejmé, a proto je důležité brát v potaz značnou elasticitu vazivového aparátu. Vždy by se tedy nálezy měly porovnat s druhým kolenem a stavem okolních měkkých struktur (Kolář, 2009, s. 166).

**Lachman v test** je nejcitlivější pro odhalení laxnosti vazů, test se používá v klinickém hodnocení a je považována za důležitou součást standardu v detekci LCA zranění. Pacient při testování leží na zádech, kolenní kloub má 15-20° flexi, kdy zadní rohy menisku nezabraňují posunu tibie. Vyšetřující uchopí stabilizačním hmatem vyšetřované koleno nad kolenem, druhou rukou tlačí konec tibie ventrálně. Při roztržení LCA je patrný zvětšený přední posun tibie s postupným nastajícím odporem. Obzvláště vhodný je tento test provádět při akutním poranění.

**Přední zásuvkový test** detekuje zvětšený ventrální posun tibie proti femuru v 90° flexi kolena a neutrální rotaci bérce. Vyšetřující lehce přisedne k probandovi nohy, oběma rukama uchopí proximální konec tibie, palci vedle sebe, a tlačí směrem ventrálně. Pozitivita je příznakem léze LCA (Gallo, 2011, s. 76).

**Pivot shift test** je vhodný pro diagnostiku chronické přední nestability, je ovšem obtížně vyšetřitelný a pozitivní výsledek zvykle detekci LCA zranění. Vyšetřující uchopí chodidlo vyšetřovaného probanda, který má kolenní kloub v extenzi a provede vnitřní rotaci a souasně abdukcí bérce. Při pozitivitě testu dochází k ventrální subluxaci laterálního kondylu tibie proti femuru. Během postupného převádění vyšetřované dolní končetiny do flexe, dojde ve 40° k náhlé repozici subluxovaného kondylu, která je hmatatelná (Ahldén et al., 2012, p. 621; Gallo, 2011, s. 77).

### 1.5.3 Chronická nestabilita

Chronická instabilita kolenního kloubu je postupně se rozvíjející stav. Důvodem vzniku chronicity tohoto jevu je nestabilita kolenního kloubu akutně vzniklá, u které nedošlo k léčení, nebo léčba probíhala nesprávným způsobem (Gallo et al, 1986, ss. 156-157). U pacientů se v anamnéze dozvídáme o úrazu s typickým mechanismem, pocit nestability, nejistoty s typickým giving way fenoménem (Gallo, 2011, s. 74, 81). Giving way je příznak popisujeme jako náhlé podklesnutí kolene při běžných denních aktivitách, které jedince do určité míry omezují. Příčina je vrozené formování společného impulzu pro tyto hlavní svalové skupiny a lýtkovou muskulaturu (Brattinger et al, 2013, p. 100). Gallo uvádí jako příčinu ochabnutí m. QF vlivem okamžitého reflexu objevující se především u chronických lézí předního křížového vaz. Sám pacient popisuje pocit nejistoty při vznesené námaže na dolní končetinu, při neokávaném změně směru, při rotaci na stojící zatížené končetině při nerovnosti terénu (Gallo, 2011, ss. 74, 81). Chronický stav nestability je v této oblasti obrazem závažné nedostatečnosti některého z křížových vazů, kapsulárních prostor, postranních vazů. Uvedený stav má mnohem větší predispozici ke vzniku degenerativních změn v oblasti kolenního kloubu (Griffin, 1995, p. 12; Gallo et al., 1986, ss. 156-157).

Pacienti s chronickou nestabilitou kolenního kloubu nemusí mít příslušné subjektivní obtíže, i když jejich objektivní nález poukazuje na insuficienci vazů.

Prioritní zaměření je odstranit vzniklé obtíže konzervativní léčbou formou rehabilitace. Vhodně zvolenou fyzioterapeutickou léčbou se může docílit takového zlepšení obtíží, že operativní léčba jim nemusí být nutná (Gallo et al., 1986, ss. 156-157).

## 1.6 Neurofyziologie

Neurofyziologické podklady jsou nezbytné pro řízení motoriky, vegetativních funkcí, učení a paměti. Nervový systém považujeme za hlavní řídicí integrující systém organismu (Trojan, 2003, s. 59; Ganong, 2005, s. 53). Stabilitata a v-ech jeho segment vyflujuje jedine nou integraci tí hlavních aferentních smyslových systém t la: vizuálního systému, vestibulárního systému a somatosensorického systému (Manchester et al., 1989 in Mohapatra et al., 2014, p 144).

### 1.6.1 Propriocepce kolenního kloubu

Vnímání propriocepce a kofního ití je zprost edkováno pomocí somatosenzorického systému (Králí ek, 2011, s. 71). Udrflení a postavení t la pro pot ebnou fixaci jednotlivých jeho ástí je zapot ebí proprioceptivních mí-ních reflex , které zaji- ují a ídí svalový tonus (Enoka, 2002, pp. 346-345). Díky propriocepce dokáflíme vnímat polohy i pohyby kon etin a t la v prostoru, je d leflitou sou ástí rovnováhy a správné posturální kontroly (Subasi et al., 2008, p. 187). Popisujeme ji jako získanou smyslovou informaci z jednotlivých receptor p ítomných v k fli, svalech, kloubech, vazech a -lachách (Ageberg et al., 2002, p. 205). T líska podávají informace do centrálního nervového systému (CNS) pod vlivem tká ové deformace, kdy se aktivují mechanoreceptory poskytující informace o zm n polohy, pohybu a zatíflení kloubu. Reagují na tlak a nap tí zp sobené dynamickým pohybem, ale i statickou polohou (Baltaci et al., 2003, pp. 6-7). Na základ t chto informací, CNS stimuluje svaly a kolenní kloub je b hem koordinovaného pohybu chrán n proti p etíflení nebo zran ní. Krom receptor nacházejících se p ímo ve svalech, -lachách a kloubních pouzdrech, adíme k t mto idl m z funk ního hlediska je-t i baroreceptory a receptory informující o sm ru gravitace (Véle, 2006, s. 40).

### ***1.6.1.1 Svalové receptory***

Mezi svalové receptory řadíme Svalová v eténka a Golgiho –lachová t líska.

**Svalové v eténko** je považováno za hlavní propioceptivní receptor svalu. Toto idlo je nastaveno na určitý stupeň citlivosti. Tvorbí jej svazek kontraktilních svalových vláken tzv. intrafuzálních, uzavřených vazivovým pouzdrém, orientovaných paralelně s ostatními kontraktilními (extrafuzálními) svalovými vlákny. Sestávají se ze středové nekontraktilní receptorové oblasti (jaderný vak) a kufelovitě zúžených polárních částí se zachovalým kontraktilním aparátem. Podle rychlosti kontrakce a tvaru vláken rozlišíme dva druhy:

- nuclear bag fibres – hroznovitě seskupená buněčná jádra v receptorové oblasti, kontrahují se pomalu,
- nuclear chain fibres – buněčná jádra seskupena do axiálně orientovaného etě, kontrahují se velmi rychle.

Extrafuzální vlákna inervuje systém alfa, intrafuzální vlákna jsou inervována systémem gama a reagují na protažení kontraktilních pólů v eténka, prostřednictvím středového orgánu receptoru v eténka (Králíček, 2011, s. 131; Věle, 2006, ss. 40-42).

**Golgiho –lachové t lísko** snímá tah na –la-e svalu. Aktivuje se protažením –lache při podstatně větším napětí, než je potřebné k podráždění svalového v eténka. Golgiho –lachové t lísko vlastní sval inhibuje a facilituje antagonistu daného svalu. Zároveň také facilituje druhostranného agonistu s inhibicí jeho antagonisty. Přesobí tedy proti funkci svalového v eténka v postavení pojistky bránící překročit stanovenou mez svalové aktivity (Věle, 2006, s. 42).

### ***1.6.1.2 Kloubní receptory***

Kloubní receptory detekují změnu napětí v kloubním pouzdru, rovněž tak ovlivňují funkci svalu. Aktivují se napínáním kloubního pouzdra na konvexní straně kloubu a jeho vzájemným –sením na straně konkávní. Receptory s pomalou adaptací signalizují polohu kloubních segmentů, fungují jako goniometr. Naopak idla



s rychlou adaptací reagují na změnu rychlosti pohybu v kloubu, působí jako tachometr (Véle, 2006, s. 42).

### ***1.6.1.3 Mechanoreceptory***

Mechanoreceptory jsouidla uložena v kůži, její deformací dojde k aktivaci těchto receptorů. Podobné receptory jsou lokalizovány v kloubních vazech a pouzdech (Králíček, 2011, ss. 71, 73).

První mechanoreceptory v kolenním kloubu byly prokázány u kočky v padesátých letech. U člověka se tyto idla podařilo objevit a prokázat v předním křížovém vazu v roce 1984 histologickým zkoumáním. Nyní je známo, že kromě mechanoreceptorů předního a zadního křížového vazu se objevují také v meniscích, kolaterálních vazech i v jejich okolí, kapsulárních vazech a v další přilehlé tkáni. Jsou popsány i další tělesa: Ruffiniho idla, Paciniho, Golgiho orgány, Golgiho-Machové orgány a Volná nervová zakončení (Lübken et al, 2008, p. 17).

Předpokládá se, že ruffiniformní tělesa signalizují extrémní pozici v kloubu. Paciniformní tělesa kinestezii, tedy pohyb v kloubu. Zbývající receptory (svalová tělesa, golgiho orgány, ruffiniho kofní tělesa) signalizují statickou pozici v kloubu (Králíček, 2011, s. 73). Tabulka 1 popisuje druhy mechanoreceptorů, vedení a rychlost informace do CNS.

<b>Mechanoreceptory</b>	<b>Informace</b>	<b>Rychlost vedení</b>
Volná nervová zakončení	bolest	0,5-35 ms
Paciniho tělesa	změna napětí	35-75 ms
Ruffiniho tělesa	změna napětí	35-75 ms
Golgiho-Machová tělesa	změna o poloze	80-120 ms

**Tabulka 1:** Typy mechanoreceptorů (Lübken et al, 2008, p. 17).

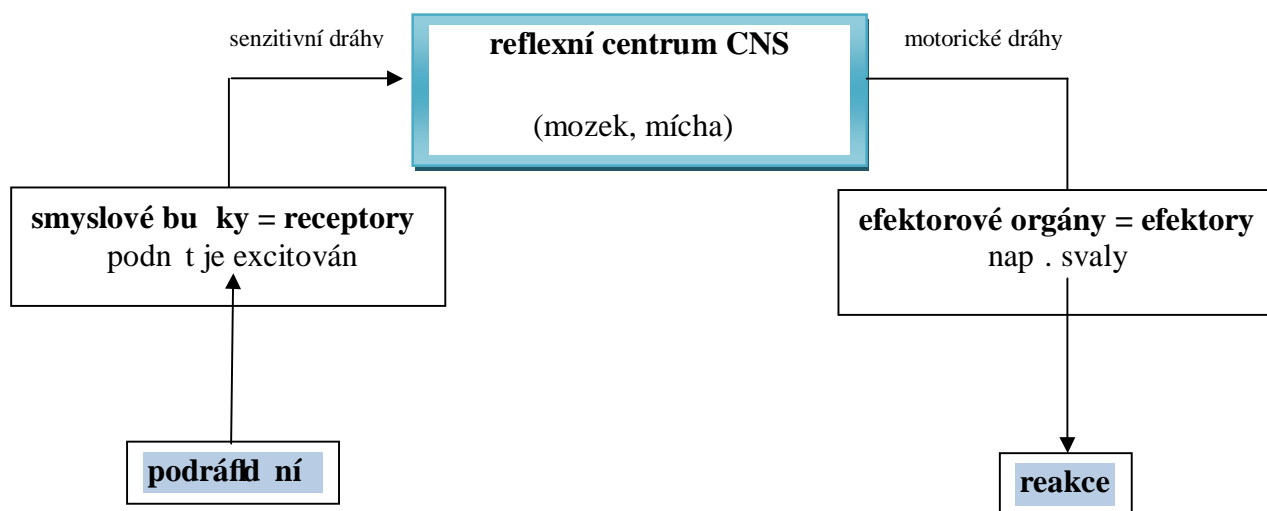
Smyslová zpětná vazba dolních končetin, včetně struktur kolenního kloubu, umožní svalovou aktivitu. Díky přítomnosti svalů je možný pohyb, který výrazně ovlivňuje kloubní stabilitu. Čím je vyšší stabilita, tím menší riziko poranění.

Propriocepce a její intaktnost je pro organismus velice důležitá, mohla by směřovat ke snížení bolestivosti kloubů, zlepšení vlastní funkce kloubu a následně vést ke zlepšení strukturálních poranění (Egloff et al., 2011, pp. 158-160).

### 1.6.2 Neuromuskulární kontrola

Neuromuskulární systém zahrnuje všechny senzorní vjemy a motorický systém. Dále jejich vzájemnou integraci a zpracování, které upravují zachování celkové homeostázy při dynamickém pohybu. Celý tento proces je zodpovědný za celkovou funkční stabilitu (Delahunt et al., 2013, p. 173; Subasi et al., 2008, p. 188). Problematika neuromotorické kontroly se zaměřením na LCA je poměrně dobře prozkoumána a definována (Mayer, Smékal, 2004, s. 112).

Vlivem ruptury nebo poranění předního křížového vazy dochází k poranění aferentní proprioceptivní zpětné vazby v kolenním kloubu, což se negativně projevuje v posturální kontrole jedince. Dochází ke změně uspořádání centrálních řídicích smyček, které zpracovávají aferentní signály z periferie pomocí vizuálního, vestibulárního a proprioceptivního systému. Tyto systémy podávají aferentními drahami informace svalovým skupinám pro jejich adaptabilitu, vyvážování pohybu a zajištění stabilního vzpřímeného postojení a chůze.



Obrázek 2: Schéma základního neuromuskulárního regulačního obvodu, viz str. 26 (Beck, 2011, p. 11).

Nevhodné nebo opožděné neuromuskulární reakce mohou mít za následek dynamickou nestabilitu s opakujícími se fenomény subluxace. Proto i mechanická stabilita a neuromuskulární kontrola jsou důležité pro dlouhodobé funkční výsledky. Práv oba tyto aspekty je třeba vzít v úvahu při návrhu neuromuskulární rehabilitačního programu LCA (Risberg et al., 2004, p. 141).

Zmínkou neuromuskulární nestabilitu označujeme jako **funkční nestabilitu**. Během mechanické nestability dochází ke zvýšení rozsahu pohybu v předním směru, což vysvětluje neuromuskulární nestabilitu vlivem porušení somatosenzorické regulace kolenního kloubu (Lübken et al., 2008, p. 17). Poranění LCA způsobuje deafferentaci mechanoreceptorů a následný deficit propriocepce a kinestezie (Delahunt et al., 2013, p. 173). Nervosvalový kontrolní systém je ovlivován senzorními informacemi, dochází k následným odchylkám v biomechanice kloubu (Decker, et al., 2011, p. 1625). Pro obnovení funkce kloubu nastupují kompenzatorní mechanismy (Hart, 2010, s. 12).

HAM jsou agonisty zkrácení vazy. Hrají důležitou roli při stabilizaci kolene a předního zkrácení vazy v průběhu pohybu vzhledem k holenní a stehenní kosti. Napětí předního zkrácení vazy je hamstringy sníženo (Lübken et al., 2008, p. 17; Fremerey et al., 2006, p. 160). Solomonow et al. předpokládá, že při poranění LCA dochází k reflexnímu svalovému oblouku, což vyvolává druhou, pomalejší cestu k aktivujícímu se svalu. Tato druhá cesta produkuje abnormální aktivace svalových vzorů mezi hamstringy a m. QF, tudíž snížení dynamické stability (Solomonow et al., 1987; in Baltaci et al., 2003, p. 6).

Je prokázáno, že ruptura LCA vede ke zhoršení posturální stability cca o 25 %. Pacienti s insuficiencí LCA mají dle dílčích studií také mnohem větší riziko pádu, čímž nebezpečně stoupá riziko dalšího poranění v oblasti kolenního kloubu (Brattinger et al., 2013, p. 100).

## 1.7 Mechanismus poranění LCA

Nejast j-í p í inou poran ní LCA je sportovní úraz (Trnavský, Rybka, 2006, s. 139; Nedbal, 2011, p. 42; Gallo, 2011, s. 81), distorze kolenního kloubu, nebo násilí p sobící na koleno varózním i valgózním sm rem (Hewett et al., 2005 in Zazulak et al., 2007, pp. 1123), které je spojeno s primárním po-kozením postranních vaz (Gallo, 2011, s. 81). V 70 % p ípad se p ední zk ífletý vaz trhá p i p istání po skoku, kdy dochází k náhlému zastavení nebo k náhlému rota nímu (Nedbal, 2011, pp. 42-43) a decelera nímu pohybu (Griffin, 1995, p. 12). P í inou m fle být i násilná hyperextenze kolena (Trnavský, Rybka, 2006, s. 139). Nemalou skupinu poran ní tvo í i tzv. parciální ruptury LCA, kdy nedochází k celému p etřlení vazy, etnost t chto poran ní se pohybuje okolo 28 % poran ní LCA (Borbon et al., 2012, p. 245).

Micheo et al. popisují jako nejast j-í se vyskytující mechanismy bezdotykového poran ní afl 70 % p ípad , zejména u flet. Zvlá-tní pohyby, jako je zpomalení (35 %), do-lápnutí (31 %), zrychlení (13 %) a pád dozadu (4 %) byly identifikovány ve studii jako mechanismy zran ní u sportovc . Traumatické mechanismy poran ní, které jsou obvykle spojeny s valgózním stresem se vyskytují mén ásto, ov-em traumatické poran ní LCA se ásto m fle vyskytnout i u poran ní menisk a mediálního vazy kolenního kloubu (Micheo et al., 2010, p. 936).

### 1.7.1 P ední nestabilita ó d sledky poran ní LCA

Insuficience LCA je spojena s nadm rným p edním posunem holen a rotace tibie (Decker et al., 2011, p. 1625). Hlavní d vod poran ní vaz je rota ní nestabilita (Krogsgaard, 2007, p. 97). Podle statistiky dochází u p etrvávající nestability kolenního kloubu u 75 % pacient do jednoho roku od primárního po-kození k roz-í ení defekt na dal-ích oblastí m kkého kolene (Trnavský, Rybka, 2006, s. 139). Po p eru-ení LCA dochází k prokazatelnému zvý-ení rozsahu rota ních pohyb kolene 10-30° flexi (Hart, <sup>Typ</sup>ák, 2010, s. 23).

Koleno postifleté rupturou je mnohem mén schopné p izp sobit se nep edvídatelným a m nícím se podmínkám zevního prost edí b hem denních

aktivit. Klinicky dochází ke ztrátě aferentních proprioceptivní vstupů což vede k poklesu adaptability systému při zpoždění se r. známých odchylkách, což může vyústit k větší náchylnosti ke zranění. Decker et al. ve své studii naznačují, že chronická LCA postižení generují méně variability při chůzi, než akutní LCA prasknutí vlivem adaptačních mechanismů, které se postupně vyvíjí. Dochází i k ovlivnění chůze, která se adaptačním vzorům přizpůsobuje (Decker et al., 2011, p. 1625-1627). Pokud nedojde k nápravě neuromotoriky, objevují se nepříznivé odchylky kolem kloubu (Mayer, Smékal, 2004, s. 112). Chronická nestabilita, konkrétně přední kolenní subluxace, může vyplývat z uvedených narušení. Progresivní nestabilita kolena LCA může vyústit k postižení a ruptuře menisku a narušení kondylární chrupavky (Galano et al., 2012, p. 2220; Griffin, 1995, p. 12). Vazivová trhlina vede také ke svalové atrofii. Coif je významný rizikový faktor pro vznik osteoartrózy, stejně jako chronické přetížení (Egloff et al., 2011, pp. 158-160).

U některých pacientů může na základě nestability vzniknout parciální ruptura LCA. Vyšetření u parciální ruptury je podobná jako u kompletní, jednoznačně prokázání zásuvkového příznaku i translaci tibie (Beale, 2011, p. 9 in Nešas et al., 2011).

Poškození zklouběných vazů v tětinou přispívá značně porušení stability kolene (Galano et al., 2012, p. 2220), vystává zde riziko regrese **degenerativních změn**, vzniku osteoartritidy (Griffin, 1995, p. 12) a osteoartrózy (Decker et al., 2011, p. 1625). Zranění kolena obvykle **změní biomechaniku**, následně i kinematiku (Galano et al., 2012, p. 2220; Risberga et al., 2004, p. 141) dolní končetiny. Příznaky kolenní patologie jsou časté a často zahrnují bolest, otok, inhibici a atrofii m. QF a související snížení neuromuskulární kontroly (Seeley et al., 2013, p. 337).

Každá změna v postavení kolene vede k negativnímu ovlivnění pohybového stereotypu celé dolní končetiny. Změny se dále odrážejí na celkové postuře axiálního systému (Trnavský, Rybka, 2006, s. 205), ale i v posturální stabilitě. Dochází ke změně stability nejen na postižené končetině, kloubu, ale i na přilehlých kloubech a druhostranné končetině (Trulsson et al., 2010, pp. 815).

Mezi hlavní negativní vlivy působící na optimální funkci kolene jsou nadváha, zánětlivý proces, nadprůměrná statická a dynamická zátěž, trauma, defekty posturálního systému a další (Trnavský, Rybka, 2006, s. 205).

### **1.7.2 Léčba poranění LCA**

Vznik nestability je různý, stejně tak i jejich terapie. Většinou dojde k akutnímu traumatu vaziv a kapsulárních struktur. Následuje léčba primárního úrazu, dle poranění struktury. Po zranění dochází k okamžitému přechodu v instabilitu, nebo k pozvolnému přechodu do nestability. Základním principem každé léčebné strategie je obnova funkční stability kolene, aby se oddálily následné defekty na meniscích a šlachách. Cílem je zabránit degenerativním změnám (Egloff et al., 2011, pp. 158-160).

Léčba poranění mčkého kolene je buď operativní, či konzervativní ve smyslu rehabilitace. Záleží na přesné lokalizaci a regresi postížení (Trnavský, Rybka, 2006, s. 205). Fyzioterapie indikovaná po zranění LCA může oddálit operaci, nebo k ní v bec nemusí dojít (Thomeé et al., 2010, pp. 200-207). Její provedení se rzní dle druhu zbytku léze. Záleží na konstituci pacienta i na jeho individuální fyziologii. Významným faktorem ovlivňujícím rehabilitaci je i její vedení a samotné provádění (Koch et al., 1986, ss. 156-157).

## **1.8 Pohybová rehabilitace**

Pohyb patří k nejzákladnějším prvkům a metodám rehabilitace. Snahou se docílit co nejefektivnější funkce určitého pohybového segmentu i organismu, jako celistvého komplexu (Chaloupka, 2001, s. 31).

Rehabilitační metody se neustále vyvíjejí, měnící se je rozdělit na metody analytické (ortopedické), rehabilitační metody syntetické a metody na neurofyziologickém podkladě: Vojtova metoda, Bobath koncept, Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, Senzomotorická stimulace a další (Dunzl, 2005,

ss. 94-105). Rehabilitačních postupů zaměřujících se na oblast dolních končetin, zejména kolenního kloubu, je nepřeberné množství. Všechny mají jeden společný cíl, a to udržet a zlepšit funkci pohybového segmentu. Pro lokomoci, zásadní funkci nosné končetiny, je především udržet plnou extenzi v kolenním kloubu a až následně je kladen důraz na flexi (Trnavský, Rybka, 2006, s. 210).

### **1.8.1 Rehabilitace u lézí LCA**

Rehabilitační program by měl být založen na vědeckém a klinickém výzkumu se zaměřením na konkrétní výcvik a cvičení, jejichž cílem je návrat pacienta do požadovaných funkčních cílů (Wilk et al., 2012, p. 153).

Není pochyb, že rehabilitace a přístup fyzioterapeuta je velice důležitý. Má rozhodující vliv na další prognózu funkce pohybového segmentu, což se potvrdilo i ve studii, která se zaměřila na cvičení po zranění LCA. Dle studie Reveas et al je rehabilitace důležitá i před operací zkráceného vazů. Její provedení zrychlí rehabilitaci a rekonvalescenci po operaci, nebo k ní vůbec nemusí dojít. Program cvičení před operací je určen pro získání co nejlepších psychických i fyzických podmínek pro pacienta. Cvičení je vedeno k posílení svalů pomocí uzavřených i otevřených kinematických testů. Zahrnuje se i cvičení propriocepce a koordinace (Revenas et al., 2009, pp. 30-34). Většina studií hodnotí funkci kolenního kloubu a svalovou sílu, nicméně je stejně důležité hodnotit i subjektivní pocity pacienta (Thomeé et al., 2010, pp. 200-207).

Po úrazu LCA by měly být do rehabilitace zahrnuty všechny svaly dolní končetiny, ale zvláštní pozornost by měla být věnována posilování m. QF, u něhož dochází k největšímu postižení. Svalová slabost zmišovaného svalu zůstává jedním z hlavních problémů pro pacienty a jejich terapeuty (Risberga et al., 2004, p. 136). Hlavní principy, kterými se snažíme dosáhnout je pasivní extenze kolenního kloubu, obnovení hybnosti pately, udržení rozsahu pohybu, znovu obnovení kontroly m. QF, postupné zvyšování zátěže a proprioceptivní trénink (Wilk et al., pp. 154-159).

Ve většině pohybových situacích se snažíme do rehabilitace zahrnout nácvik koordinace, která se odvíjí od zmišované dobře fungující propriocepce. Její ovlivnění

je obtížné a v tréninku využíváme různé spektrum statických i dynamických pozic (Bizzini, 2000, p. 78).

### ***1.8.1.1 Proprioceptivní trénink***

Proprioceptivní trénink, respektive senzomotorický (Mayer, Smékal, 2004, s. 115), vede k lepší prostorové a časové koordinaci svalové činnosti. Souhrnem těchto faktorů vede k lepší pozici kloubu při pohybu a tím i k optimálnímu rozložení síly a tlaku v kloubu (Egloff et al., 2011, pp. 158-160).

Využívá se jako jedna z hlavních forem rehabilitace, zároveň slouží i k prevenci poranění kolenního kloubu (Nedbal 2011, p. 43; Bizzini, 2000, p. 78). Účinky dlouhodobého proprioceptivního tréninku způsobují snížení funkční nestability, rizika zranění a následné zvýšení posturální stability a svalového tonu. Ve statických pozicích se snažíme insuficientní koleno optimálně stabilizovat a zároveň kontrolovat nastavení celého těla. V posledních deseti letech je velice populární ve specifickém cvičení zdrazovat zvýšení statické stability. Ovšem nejvíce se využívá cvičení s hledáním rovnováhy. Začíná se základními cviky, přenášením těžiště ze strany na stranu, poté i diagonálními směry (Wilk et al., 2012, pp. 155), uzavřené kinetické okružky, cvičení na jedné dolní končetině, cvičení v tandemu, na labilní ploše zahrnující trénování stability, dřepy, běh, skoky vertikální i boční, skoky na jedné dolní končetině. Doba pohybové aktivity se pohybuje v rozmezí 5-10 min.

Cvičení by měla zahrnovat opakovaný, v domněle zprostředkovaný pohyb, ale i sekvence prováděné pomalu, rozváženě i náhle. Snaha je maximalizovat aferentní nervosvalové informace potažmo ke zvýšení dynamické kloubní stability a v domněle i nevdomněle stabilizovat kolenní kloub a snížit riziko opakovaného úrazu během terapie založené na proprioceptivním tréninku (Baltaci et al., 2003, pp. 12-13).

Dosažení dynamické stabilizace vychází z propojení různých systémů, především jde o přetrvávající provázanost propriocepce, neuromotoriky, stavu měkkých struktur a kloubního systému. Rehabilitace se vždy odvíjí dle osobnosti cvičícího a především jeho motivaci (Mayer, Smékal, 2004, s. 113).



### ***1.8.1.2 Senzomotorická stimulace***

Auto i této metodiky profesor Vladimír Janda a Marie Vávrová vychází z konceptu M. A. R. Freemana a metod Messeana a Herveou.

Metodika je založená na neurofyziologickém podkladě, vyvolávající aktivaci proprioreceptorů, exteroceptorů a motorického učení (Pavol, 2003, ss. 126-128).

Dochází k aktivaci aferentních drah pro následnou facilitaci motorických eferentních center a drah vlivem systematické stimulace aferentních systémů. Na podobném podkladě je založeno mnoho dalších metodik: Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), metodika dle Temple Faye, koncept Bobath a další. Janda a Vávrová začali toto cvičení na poli ortopedie a traumatologie. Poruchy kostního kloubního aparátu jsou spjaty s neurologickým systémem. Dochází k ovlivnění proprioceptivních informací. První kdo upozornil na spojitost úrazu a změnu propriocepce byl Freeman a jeho spolupracovníci. Jeho koncept se neustále vyvíjel a zpracovával (Janda, Vávrová, 1992, ss. 14-15).

Využití metodiky tvoří velice známý a oblíbený terapeutický zásah (Pavol, Novosádová, 2001, s. 178), díky své široké indikační oblasti této cvičební metody. Hlavní využití aplikujeme u nestabilního poúrazového stavu kotníku, nestabilního kolena, nedostatečně fixované pánve, např. u chronických vertebrogenních syndromů, svalové dysbalance, idiopatické skoliózy, organických mozkových a vestibulárních poruch, insuficience hlubokého dýchání (Pavol, 2003, ss. 126-128).

Senzomotorická stimulace vyvolává ve své podstatě motorické učení o dvou stupních. Nejprve dochází k zvládnutí nového pohybu a vytvoření základního funkčního spojení to zprostředkovává motorická kůra frontálního a parietálního laloku. K zvládnutí nového pohybu je třeba vysoké kortikální aktivace. Při opakování pohybu již mozek nevyžaduje vysokou kortikální aktivitu a snaží se úroveň řízení posunout na nižší podkorová regulační centra. Mluvíme o druhém stupni motorického učení, kdy dochází k vytvoření stereotypu (Janda, Vávrová, s. 17, 1992; Pavol, 2003, ss. 126-128). Senzomotorickým tréninkem dle Jandy však lze působit i na vyšší struktury, zejména mozkové a další subkortikální oblasti, korové parietální a frontální laloky podílejících se na tvorbě motorických programů (Page et al., 2010,

pp. 163-170). Cílem metodiky je dosáhnout automatické reflexní aktivace pot ebných sval ů na takové úrovni aniů by do-ů k výrazné korové kontrole daného pohybu (Janda, Vávrová, s. 17, 1992; Pavl , 2003, ss. 126-128).

P i praktickém provád ění se pouůívají r zné pom cky ve smyslu kulové a válcové úse e, balan níh mí , minitrampolín, fitter . Samotné cvi ění se provád ěí ve vertikální poloze po prob hlé úprav m kých struktur v okolí daného segmentu. Poté následuje úprava chodidla, (cvi ění ůmalé nohyů) a korekce kolene, pánve a ramen. Vizí je dosáhnout základních prvĝ , tedy nácviku tzv. malé nohy a aktivního korigovaného drůení na pevné podlůfce. Poté se obtíůnost stup uje, zvládnutím základních prvĝ cvi ění na válcové a poté kulové úse i. Nejprve se cvi ěí na obou dolních kon etinách, po zvládnutí i na jedné dolní kon etin . Obtíůnost je moůné je-t vystup ovat postrky do cvi ěnce terapeutem b hem postojové aktivity na balan ní plo-e, i p idat pohyby horních kon etin a pod epy. Dal-ím prvĝem, který je moůný vyuůít v této metodice jsou p lkroky dop edu a dozadu. Op t b hem stejné chronologie, nejd íve na pevné podlůfce, válcové úse i, kulové úse i (na obou dolních kon etinách, poté na jedné). Je moůné vyuůít i výpady a výskoky (Pavl , 2003, ss. 126-128). Podstatou cvi ění je udržení rovnováhy a správné postury pomocí zraku, vestibulárního systému, exteroceptivního a proprioceptivního ítí (Page et al., 2010, p. 163).

Neuromuskulární trénink prost ednictvím senzomotorické stimulace bychom m li za lenit do ACL rehabilita ního programu (Risberg et al., 2001 in Risberga et al., 2004, p. 141). Doba jednoho sezení by nem la p esáhnout 30 min, jeden cvik se provád ěí v pr m ru 5-20 s. Po et opakování se odvíjí od stupn obtíůnosti jednotlivých cvik , leh í cviky m fleme provád ět afl 20x, t fl-í 5x (Page et al., 2010, pp. 163ó168).

### ***1.8.2.3 Balan ní plochy***

Balan ní plochy a jejich pouůívání ve cvi ění je stále velice populární, vyuůívá se jako cenná rehabilita ní technika pro e-ení proprioceptivního deficitu u funk níh nestabilit (Cressey et al., 2007, p. 561). Zastánci terapie na labilních terénech tvrdí, ůe trénink s jejich vyuůitím zvy-uje výkon prost ednictvím zlep-ení rovnováhy, kinestezie, propriocepce a celkové zvý-ení pohybové dovednosti. Vychází

z předpokladu, že k pohybu je třeba mobilita, ale i stabilita zároveň. Proto je výhodné trénovat tyto dvě vlastnosti současně. Balanční plochy jsou využívány s cílem rozvíjet aferentní úinnost neuromuskulární funkce ke snížení rizika zranění a zvýšení výkonu (Ruiz, Richardson, 2005, pp 50-51).

#### **1.8.1.4 Pevná opora**

Cvičení v pevné opoře může také nazvat tréninkem využívající pevný podklad. V terapii se nevyužívají žádné labilní materiály ani plochy. Zastánci tohoto postupu poukazují na výhodnost oproti tréninku na balančních plochách. Argumentují tím, že stabilní povrch je efektivnější s ohledem na posturální stabilizaci a maximální izometrickou kontrakci. Domnívají se, že balanční plochy mohou vést k nepříznivým biomechanickým kompenzacím a narušit tak vývoj pohybové kvality (Behm et al., 2005, pp. 193-195). Poukazují na určitou nebezpečnost cvičebních technik na balančních plochách (Cressey et al., 2007, p. 562).

### **1.9 Dynamická počítačová posturografie**

Dynamická počítačová posturografie, dále jen posturografie je kvantitativní metoda hodnotící jednotlivé aspekty posturální kontroly. Hodnotí testy, které mohou izolovaně hodnotit hlavní senzorní, pohybové a biomechanické komponenty podílejících se na bilanci testovaného probanda s cílem zajistit stabilitu. Využívá se simulace různých běžných situací v každodenním životě.

Jednotlivá data jsou získávána prostřednictvím rozložení reakčních sil a jejich momentů na tenzometrické plošiny. V rámci základních výstupních parametrů se hodnotí především amplituda, velikost silových impulzů, rychlost automatických i volných reakcí, rychlost a směr exkurzí center of pressure (COP) vážený průměrný tlak působících na podložku) a trajektorie pohybů COP. Výsledné hodnoty jsou vyjádřeny relativně vzhledem k pacientově výšce, hmotnosti nebo věku. Dále jsou data porovnávána s normovanými hodnotami zdravých jedinců dle věkových kategorií.

Samotný přístroj je rozdělen na 2 moduly: modul Smart Equitest hodnotící aspekty posturální kontroly během variací stoje, a modul Balance Master hodnotící posturální kontrolu jedince během volných funkčních pohybů v prostoru například při výpadku, přechodu přes schod atd. (Kolářová, 2012, pp. 6-7; Manuál NeuroCom International, Inc., 2001).

### 1.9.1 Vybrané posturografické testy

Testy umístěné na modulu Smart Equitest: Motor Control Test o hodnotící posturální reakce při horizontálním translaci plošiny, Weight Bearing Squat, který popisuje symetrii rozložení tělesné hmotnosti v průběhu definovaného snižování tělesné tíže, Limits of Stability o test hodnotící schopnost udržení aktivní rovnováhy polohu COP prostřednictvím jednotlivých inklinací tělesa s cílem udržet dosažené maximum (Kolářová, 2012, pp. 9-11; Manuál NeuroCom International, Inc., 2001).

Vybrané testy na Balance Masteru systému: Forward Lunge o test kvantifikuje pohybovou kontrolu během výpadku vpřed dolní končetiny, Step Up/Over test, hodnotící charakteristiky pohybové kontroly během přechodu přes schod.

## 1.10 Lysholm Knee Scoring Scale

Lysholmovo skóre dále jen LKSS, je jednou z mnoha různých objektivizovaných dotazníkových metod využívaných se v ortopedii (Tegner, Lysholm, 1985, p. 43; Tilley, Thomas, 2010, p. 2). Hodnotí stupeň nestability kolenního kloubu pomocí jednotlivých kategorií. Skládá se z 8 různých položek, zkoumané úkony jsou: přítomnost kulhání během chůze, zatížení dolní končetiny, ztuhnutí/blok končetiny, výskyt nestability, přítomnost bolesti, výskyt otoku, schopnost chůze do schodů a dřep. Maximálně lze dosáhnout 100 bodů, kdy považujeme koleno za nepostížené (Lysholm, Tegner, 2007, p. 447). Ukázka dotazníku viz příloha č. 4. (Online verze dotazníku dostupná z: [http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/tegnor\\_lysholm\\_knee.html](http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/tegnor_lysholm_knee.html)).

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce je objektivně zhodnotit efekt 6-ti týdenní fyzioterapie pro ední nestability kolenního kloubu pomocí posturografických testů a Lysholm Knee Scoring Scale. Dále konfrontovat dva možné přístupy fyzioterapie této nestability, porovnání terapie s využitím balančních ploch a terapie vedené v pevné opoře.

### 2.1 Vědecké otázky a hypotézy diplomové práce

#### 2.1.1 Vědecká otázka .1

Je rozdíl v naměřených parametrech modulu Smart Equitest Systém u skupiny probandů, která v terapii využívala balančních ploch oproti skupině probandů bez využití labilních ploch v terapii?

##### 2.1.1.1 Hypotézy k vědecké otázce .1

Hypotéza H<sub>01</sub>:

Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Motor Control Test u končetiny s pro ední nestabilitou kolenního kloubu mezi probandy, kteří prodělali terapii s využitím cvičebních prvků v pevné opoře a probandy využívajících v terapii balanční plochy:

- při translaci plošiny směrem dopředu,
- při translaci plošiny směrem dozadu.

Hypotéza H<sub>0</sub>2:

Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech testu Limits of Stability mezi probandy, kteří prodělali terapii s využitím cvičebních prvků v pevné opoře, oproti probandům vyvíjejících v terapii balanční plochy:

- u parametru Reaction Time,
- u parametru Maximum Excursion,
- u parametru Directional Control.

Hypotéza H<sub>0</sub>3:

Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Weight Bearing Squat mezi probandy rehabilitujícími v pevné opoře a probandy vyvíjejících v terapii balančních ploch:

- při vzpřímeném stoji,
- při 30° flexi v kolenních kloubech.

### **2.1.2 V decká otázka . 2**

Je rozdíl v naměřených parametrech modulu Balance Master Systém u skupiny probandů, která cvičila s využitím balančních ploch oproti skupině probandů, která balanční plochy v terapii nevyužila?

#### ***2.1.2.1 Hypotézy k v decké otázce . 2***

Hypotéza H<sub>0</sub>4:

Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Forward Lunge u končetiny s přední nestabilitou kolenního kloubu mezi probandy rehabilitujícími v pevné opoře a probandy vyvíjejícími v terapii balanční plochy:

- u parametru Impact Index,
- u parametru Force Impulse.

Hypotéza H<sub>05</sub>:

Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Step Up/Over u končetiny s přední nestabilitou kolenního kloubu mezi probandy rehabilitujícími v pevné opoře a probandy rehabilitujícími s využitím balančních ploch:

- u parametru Lift-Up Index,
- u parametru Impact Index.

### **2.1.3 V decká otázka . 3**

Liší se subjektivní hodnocení probandů s nestabilitou kolenního kloubu pomocí dotazníku Lysholm Knee Scoring Scale v konfrontaci zkoumaných předstupů terapie?

#### ***2.1.2.1 Hypotéza k v decké otázce . 3***

Hypotéza H<sub>06</sub>

Není rozdíl v hodnotách dotazníku Lysholm Knee Scoring Scale u skupiny probandů, u kterých byla terapie vedena bez využití balančních ploch, oproti druhé skupině probandů, která v terapii využívala přední cvičební labilní plochy.

## 3 METODIKA

### 3.1 Charakteristika souboru probandů

Do výzkumu bylo zařazen celkem 12 probandů s prokázanou jednostrannou lézí LCA, tedy s přední nestabilitou kolenního kloubu s následnou konzervativně vedenou formou léčby. Testování byli randomizováni nezávisle rozděleni do dvou skupin. První skupina, tj. **stabilní**, tvořila 5ti probandy. Druhá skupina, tj. **balancovaná**, obsahovala 7 probandů.

Podmínkou pro zařazení do testovaných skupin byly následující skutečnosti:

Absence jiného strukturálního postižení v oblasti kolenního kloubu především jiného intraartikulárního či kapsulárního stabilizátoru, destrukce kloubní chrupavky a jednotlivých menisků. Dále nepřítomnost předřazeného strukturálního poranění vztahujícího se na oblast celé dolní končetiny či jiného významného onemocnění pohybového aparátu v osobní anamnéze.

#### 3.1.1 Stabilní skupina

Stabilní skupinu tvořilo celkem 5 probandů, 4 ženy a 1 muž ve věku 22 až 42 let s průměrnou hodnotou 30,6 (SO  $\pm$ 9,0) let. Hodnota tělesné výšky probandů sahala od 161 cm do 195 cm s průměrnou hodnotou 177,8 (SO  $\pm$  14,4) cm. Hmotnost probandů se pohybovala od 58 kg do 80 kg s průměrnou hodnotou 69 (SO  $\pm$ 7,1) kg. U žen byla prokázána 2x léze levého LCA a 2x léze pravého LCA. U muže byla léze levého LCA.

Všichni probandi byli léčeni dvakrát. První léčba proběhla před zahájením terapie s vybranými cvičebními prvky v pevné opoře. Druhá léčba proběhla po ukončení 6-ti -týdenní terapie probíhající pod vedením autorky této práce na oddělení L-funkové rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc (dále jen FNOL).



### 3.1.2 Balanční skupina

Do skupiny labilní bylo zařazeno 7 osob, z toho 3 muži a 4 ženy. Věk probandů v této skupině sahá od 19 do 42 let s průměrnou hodnotou 29,9 ( $SO \pm 8,5$ ). Hodnota tělesné výšky těchto probandů sahala od 159 cm do 185 cm s průměrnou hodnotou 169,6 ( $SO \pm 9,1$ ) cm, tělesné váhy od 55 kg do 98 kg s průměrnou hodnotou 77,3 ( $SO \pm 15,1$ ) kg. U žen byla prokázána 2x léze levého LCA a jednou léze pravého LCA. U mužů byla prokázána jednou léze levého LCA a 3x léze pravého LCA.

Každý z probandů byl měřen dvakrát. První vstupní měření proběhlo před zahájením 6-ti týdenní terapie dle technik Senzomotorické stimulace Jandy a Vávrové s využitím balančních ploch v jednotlivých částech terapie. Fyzioterapie byla také vedena autorkou práce ve FNOL. Druhé měření proběhlo po ukončení naplánované terapie.

## 3.2 Kineziologické vyšetření a příprava měření

Každý z probandů byl před začátkem do výzkumu informován o celkovém vyšetření, charakteru a průběhu jednotlivých jeho součástí. Dále souhlasil s použitím osobních informací potřebných pro tento experiment i s veřejným využitím získaných naměřených dat pro účely této diplomové práce. Podepsáním informovaného souhlasu probandi stvrdili souhlas s touto studií, viz příloha . 1.

Před zahájením měření byla účastníkům výzkumu odebrána anamnéza (nyní je onemocnění, osobní, pracovní a sociální anamnéza). Poté všichni obdrželi dotazník LKSS pro vyplnění, viz příloha . 4. Následoval kineziologický rozbor s vyšetřením kloubní stability, rozsahu pasivních, aktivních kloubních pohybů pomocí goniometrie v kolenním kloubu. Byl proveden orientační svalový test dle Jandy vybraných svalů v okolí kolene. Poslední částí kineziologického rozboru byla antropometrie zaměřená na délku DKK a obvody jednotlivých dílů celkové DKK, viz příloha . 2.

Obdobný kineziologický rozbor byl proveden i po ukonění aplikované 6-ti týdenní terapie, který byl doplněn o subjektivní zhodnocení probanda o provedené terapii, viz příloha 3.

### 3.3 Průběh měření

Celý průběh měření probíhal v Kineziologické laboratoři rehabilitačního oddělení FNOL prostřednictvím Dynamické počítačové posturografie od firmy NeuroCom® v návaznosti na kineziologický rozbor. Měření na přístroji proběhlo celkem dvakrát. První testování prodělali všichni probandi bez ohledu na zařazení do jednotlivých skupin před zahájením terapie, druhé konečné měření, se uskutečnilo po dokončení 6-ti týdenní terapie.

#### 3.3.1 Vlastní měření

Před měřením na modulu Smart Equitest Systém byli testovaní informováni dílčími testy na tomto modulu, který vyvolává pohyblivou silovou plošinu a pohybovou kabinu. Tento systém hodnotí do jaké míry je testovaný schopen vyúflít posturální stabilizaci ve vzpřímeném bipedálním postoji za určitých definovaných podmínek.

Probandovi byl dán pokyn, aby se postavili do přístroje s přesně nastavenou polohou chodidel, dle své tělesné výšky, zároveň byli informováni, že v průběhu měření nesmí změnit polohu svých nastavených chodidel a nesmí se během měření něčeho dotýkat (Kolářová, 2012, ss. 7-8).

Na modulu Balance Master Systém byli probandi testováni pomocí testů přes schod a výpad vpřed. Testy hodnotí aspekty posturální kontroly pro každou z dolních končetin zvlášť – pomocí tenzometrické plošiny, která je umístěna v dřevěném rámu tvořící chodník s liniemi pro umístění chodidel. Před každým zahájením testu byli probandi vizuálně instruováni dle krátkých videí, jak daný test správně provést (Kolářová, 2012, s. 12).

### 3.3.1.1 Motor Control Test (MCT)

#### Motor Control Test (MCT)

Test zaměřený na porovnávání efektivity automatických posturálních reakcí při horizontální translaci plošiny v závislosti na rychlosti a směru plošiny (dopředu/dozadu).

Hodnotící parametry:

Latency (L) – hodnota vyjádřená v milisekundách, zaznamenávající čas od pohybu plošiny po pohybovou reakci probanda. Poukazuje na efektivitu reakce ze zevního prostředí. Vyšší hodnoty jsou nepřímoúměrné efektivitě provedené reakce probanda.

Pro výzkum této práce byla vybrána nejvyšší rychlost do obou směrů posunutí plošiny se zaměřením na dolní končetinu s přední nestabilitou kolenního kloubu.

#### Weight Bearing Squat (WBS)

Test hodnotí rozložení a symetrii tělesné hmotnosti probanda v průběhu volného stoje a postupného dlepu. Testuje se v následujícím nastavení flexe v kolenních kloubech 0°, 30°, 60°, 90°.

Hodnotící parametry:

Procentuální rozdíl v symetrii váhy levé a pravé dolní končetiny.

Pro výzkum této práce byly vybrány hodnoty z nastavení 0° a 30° flexe v kolenních kloubech (KOK) se zaměřením na dolní končetinu s přední nestabilitou kolenního kloubu.

#### Limits of Stability (LOS)

Proband při tomto testu má za úkol aktivně přenést své COP do předem vymezených směrů v co nejvyšší rychlosti, nejprve v jednom směru a vydržet v dosaženém maximu dle zvukového pokynu. Hodnotí se 8 situací/směrů, do kterých se vychází ze středového pole, které proband vidí na obrazovce.

Hodnotící parametry:

Reaction Time (RT) ó vykazuje reakce pacienta v sekundách na zvukový signál, p i zahájení testu.

Directional Control (DCL) ó hodnotí kontrolu sm ru pohybu COP, vyjád ených v procentech, kdy 100% je p ímý sm r a hodnoty pod uvedenou mez vykazují odchylky od sm ru p ímého.

Maximum Excursion (MXE) ó hodnota popisující bod maximálního vychýlení COP v daných sm rech, udává se v procentech.

Pro výsledky práce byly uvedené parametry zpr m rovány ze v-ech 8 sm r LOS dle studie Subasi et al. (Subasi et al, 2008, pp. 186-205).

### **Forward Lunge (FL)**

Test hodnotící aspekty pohybové kontroly p i výpadu vp ed dolní kon etiny. Proband je vyzván k výpadu dle zvukového signálu, testování se opakuje t íkrát pro kařdou dolní kon etinu zvlá- .

Hodnotící parametry:

Impact Index (II) ó poukazuje na pr m rnou sílu výpadové dolní kon etiny v okamříku do-lapu na podlořku. Vyjád ené vzhledem k t lesné hmotnosti v procentuálních hodnotách.

Force Impulse (FI) ó vyjad uje pr m rnou sílu výpadové dolní kon etiny ve chvíli odrazu od podlořky a navrácení zp t do výchozí polohy. Hodnoty vyjád eny v procentech vzhledem k t lesné hmotnosti a asu.

Byly vybrány parametry pouze pro dolní kon etinu s p ední nestabilitou kolenního kloubu.

### **Step UP/Over (SUO)**

Hodnotí aspekty pohybové kontroly b hem p echodu p es schod. Test se opakuje t íkrát pro kařdou dolní kon etinu, kdy vý-ka schodu je 20 cm. Proband je vyzván k p echodu na podklad zvukového signálu.

Hodnotící parametry:

Lift-Up Index (LUI) ó vyazuje pr m rnou maximální sílu dolní kon etiny p í výstupu na schod, uvádí se v procentech vzhledem k t lesné hmotnosti.

Impact Index (II) ó jedná se o sílu produkovanou dolní kon etinou v okamfiku do-lapu ze schodu na rovnou podlofku. Síla je vyjád ena relativn vzhledem k t lesné hmotnosti.

Vybrané hodnotící parametry byly hodnoceny u dolní kon etiny s p ední nestabilitou kolenního kloubu (Manuál NeuroCom International, Inc., 2001; Kolá ová, 2012, ss. 9-14).

### 3.4 Statistické zpracování získaných dat

Pro statistické zpracování dat a ov ení posturografických hypotéz byl pouflit software Statistica verze 12.0 s vyuffitím neparametrického **Mann-Whitney U-testu**. Nejd íve byla u v-ech proband vypo tena zm na v hodnotách nam ených parametr mezi 1. a 2. m ením jednotlivých skupin proband pro posouzení vlivu za azení odli-ných prvk cvi ení v rehabilita ní terapii. Dále byly ob skupiny, balan ní i stabilní, porovnávány v jednotlivých hodnotách parametr mezi sebou. Z dvodu malého po tu hodnocených osob byl zvolen a pouflit neparametrický test. V-echny testy byly provedeny na hladin statistické signifikance 5 % ( $p = 0,05$ ). Hodnoty  $p < 0,05$  byly považovány za statisticky signifikantní výsledky. Nulová hypotéza se proto zamítá. Hodnoty jsou znázorn ny ve výsledných tabulkách a grafech.

### 3.5 Metodika cvičení v pevné opoře

Metodický postup jednotlivých prvk cvi ení je popsán v p íloze . 5, byl sestaven dle autorky práce po konzultaci s vedoucím práce MUDr. Petrem Kolá em. Terapie skupiny proband rehabilitujících v pevné opo e probíhala na Rehabilita ním l fkovém odd lení FNOL 6 týdn s frekvencí 2 terapeutické jednotky týdn

po 30 minutách. Terapie započala po primárním objektivizačním posturografickém zhodnocení. Probandi byli začati v jednotlivých cvicích, které se postupně stupovaly v náročnosti a výdrži. V jednotlivých sezeních byly přidávány nové a náročnější prvky. Mimo tento terapeuticky vedený trénink probandi nevykonávali jiné zájmové sporty a posilovací cvičení.

### **3.6 Metodika cvičení s využitím balančních ploch**

Probandi začali do balanční skupiny docházeli na terapii na Rehabilitační lfkové oddělení FNOL 2x týdně, 6 týdnů. Metodika tohoto cvičení je popsána v příloze 6. Zahájení cvičení proběhlo po prvotním posturografickém měření. Při první terapii byly probandům ukázány základní cviky, poté byly postupně přidávány náročnější a nové dle kvality provedení a zvládnutí jednotlivých úkonů probanda. Zároveň byla vždy provedena korekce cviků předtých. Jednotlivá terapeutická jednotka trvala 30 minut. Mimo tento terapeuticky vedený trénink probandi nevykonávali jiné zájmové sporty a jiná posilovací cvičení.

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Znění v decké otázce č. 1: **Je rozdíl v naměřených parametrech modulu Smart Equitest Systém u skupiny probandů, která v terapii vyvířovala balanční plochy oproti skupině probandů bez vyvířití labilních ploch v terapii?**

Tato vědecká otázka byla řešena celkem ve třech hypotézách: H<sub>01</sub>, H<sub>02</sub>, H<sub>03</sub>. Ve výsledcích byly zpracovány jednotlivé parametry posturografických testů. U Motor Control Testu (MCT) je hodnocen parametr Latency (L). U testu Weight Bearing Squat (WBS) je hodnocena symetrie rozložení tělesné hmotnosti při vzpřímeném postoji a při 30° flexi v kolenních kloubech. U testu Limits of Stability (LOS) jsou hodnoceny parametry: Reakční čas (RT), Direction Control (DCL) a Maximal Excursion (MXE).

Hypotézy byly ověřeny neparametrickými metodami prostřednictvím Mann-Whitney U-testu. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti (Sig. < 0,05).

Výsledné zpracování dat je znázorněno v tabulkách 268 a grafech 1614.

#### Výsledky hypotézy H<sub>01</sub>

**Hypotéza H<sub>01</sub> zní:** Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Motor Control Test u končetiny s přední nestabilitou kolenního kloubu mezi probandy, kteří prodělali terapii s vyvířitím cvičebních prvků v pevné opoře a probandy vyvířávajících v terapii balanční plochy.

**Tabulka 2:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při translaci smrem dopředu

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S_LF	0,00	0,00	7,07	0,33
B_LF	5,71	10,00	9,76	

**Legenda k tabulce 2:**

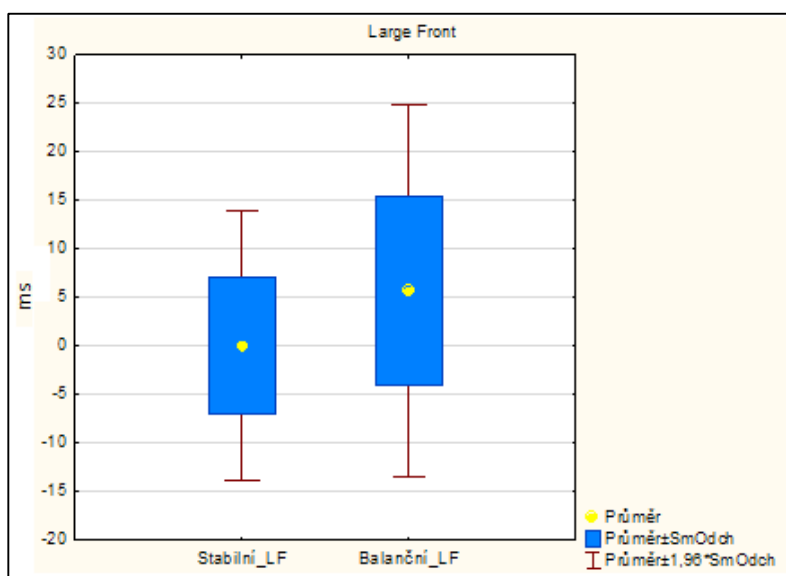
Smodch = smrodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_LF = stabilní skupina, posun plošiny smrem dopředu

B\_LF = balanční skupina, posun plošiny smrem dopředu

**Graf 1:** Grafické znázornění naměřených hodnot latence při posunu plošiny smrem dopředu



**Legenda ke grafu 1:**

Stabilní\_LF = stabilní skupina, latence při posunu smrem dopředu

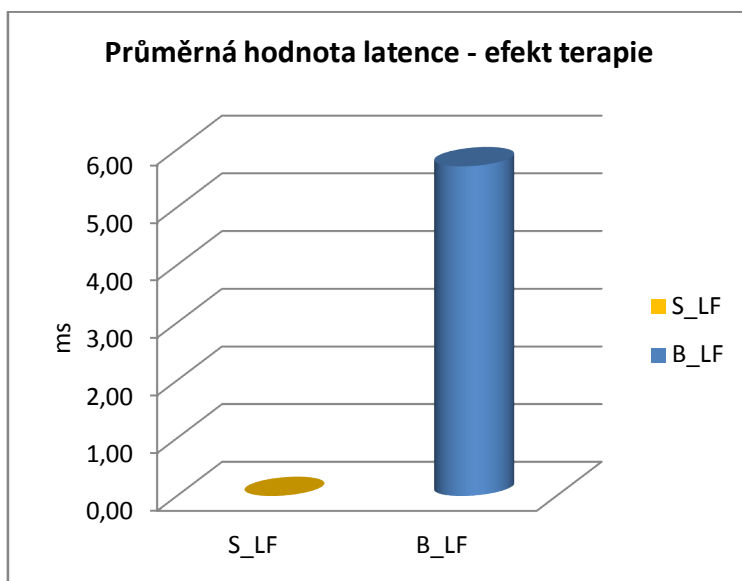
Balanční\_LF = balanční skupina, latence při posunu smrem dopředu

ms = milisekundy

Box graf 1 znázorňuje statistické údaje průměru, smrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů LF po ukončení terapie.



**Graf 2:** Efekt terapie MCT p i posunu plo-iny sm rem dop edu



**Legenda ke grafu 2:**

Stabilní\_LF = stabilní skupina p i posunu sm rem dop edu

Balan ní\_LF = balan ní skupina p i posunu sm rem dop edu

ms = milisekundy

Z tabulky 2 a grafu 2 vyplývá, že stabilní skupina se v pr m ru ani v mediánu nezlep-ila, ani nezhor-ila. Balan ní skupina se naopak zhor-ila v pr m ru v rychlosti reakce o 5,71 ms, s mediánem zm ny 10 ms.

**Tabulka 3:** Popisné charakteristiky diferencí rozd-llu 1. a 2. m ení p i translaci sm rem dozadu

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S_LB	-36,00	-30,00	45,06	0,29
B_LB	-1,43	0,00	63,88	

**Legenda k tabulce 3:**

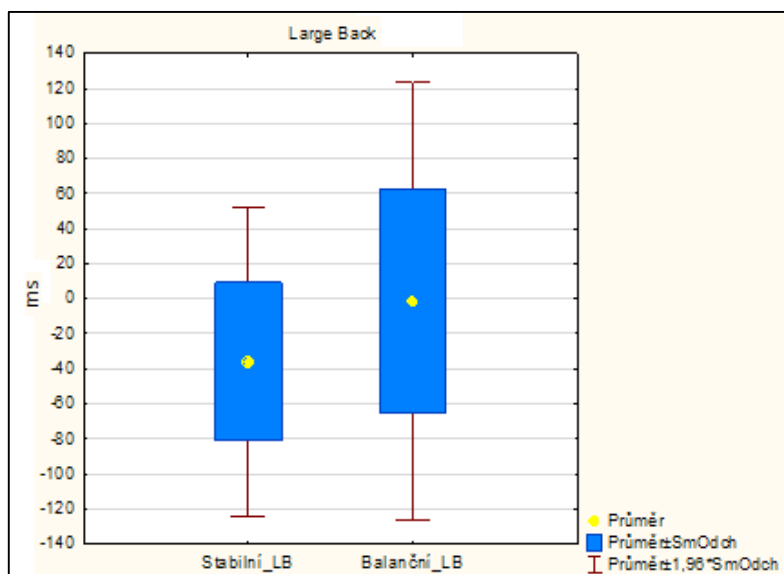
Smodch = sm rodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_LB = stabilní skupina, posun plo-iny sm rem dozadu

B\_LB = balan ní skupina, posun plo-iny sm rem dozadu

**Graf 3:** Grafické znázornění naměřených hodnot latence při posunu plošiny směrem dozadu

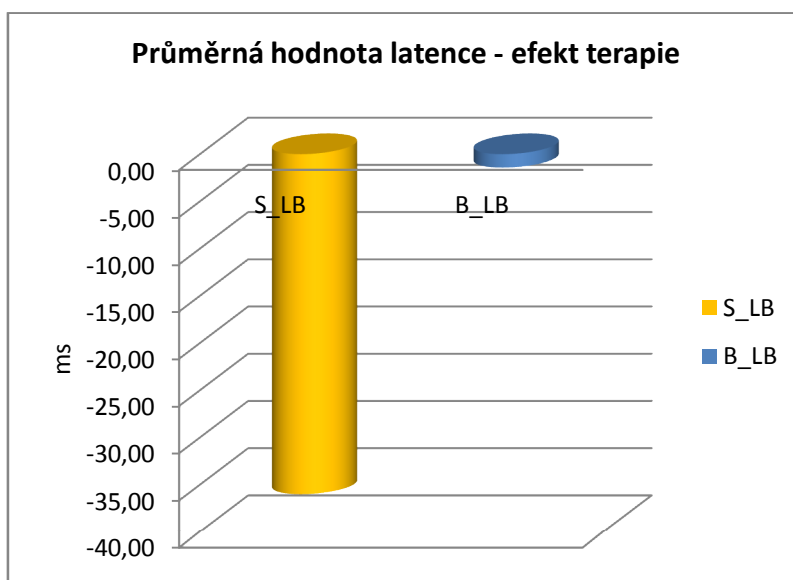


**Legenda ke grafu 3:**

Stabilní\_LF = stabilní skupina, latence při posunu směrem dozadu  
 Balanční\_LF = balanční skupina, latence při posunu směrem dozadu  
 ms = milisekundy

Box graf 3 znázorňuje statistické údaje pro průměrnou hodnotu, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů LB po ukončení terapie.

**Graf 4:** Efekt terapie MCTp při posunu plošiny směrem dozadu



**Legenda ke grafu 4:**

Stabilní\_LB = stabilní skupina při posunu směrem dozadu  
 Balanční\_LB = balanční skupina při posunu směrem dozadu  
 ms = milisekundy

Z tabulky 3 a grafu 4 vyplývá, že u stabilní skupiny se rychlost reakce zvýšila průměrně o 36,00 ms s mediánem změny 30 ms. Balanční skupina také zrychlila rychlosti reakce v průměru o 1,43 ms, medián změny byl 0 ms.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-test neprokázalo statisticky významný rozdíl ve zmn a porovnání hodnot latence u testu MCT p i translaci plo-íny sm rem dop edu mezi m enými skupiny proband . Vypo ítaná hladina signifikance pro tento parametr,  $p = 0,33 (> 0,05)$ . Stejný neparametrický test neprokázal statisticky významný rozdíl ani ve zmn a porovnání hodnot latence u uvedeného testu p i translaci plo-íny sm rem dozadu mezi stabilní a balan ní skupinou. Vypo ítaná hladina signifikance pro tento parametr,  $p = 0,29 (> 0,05)$ .

**P íjímáme hypozétu H<sub>01</sub>** ó není statisticky významný rozdíl p i terapii pomocí balan ních prvk a terapií v pevné opo e.

### Výsledky hypotézy H<sub>02</sub>

**Hypotéza H<sub>02</sub> zn la:** Není rozdíl v nam ených posturografických parametrech testu Limits of Stability mezi probandy, kte í prod lali terapii s vyuffitím cvi ebních prvk v pevné opo e, oproti proband m vyuffívajících v terapii balan ní plochy.

**Tabulka 4:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. m ení u parametru Reaction Time

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S_RT	-0,20	-0,13	0,29	0,37
B_RT	-0,07	-0,08	0,06	

**Legenda k tabulce 4:**

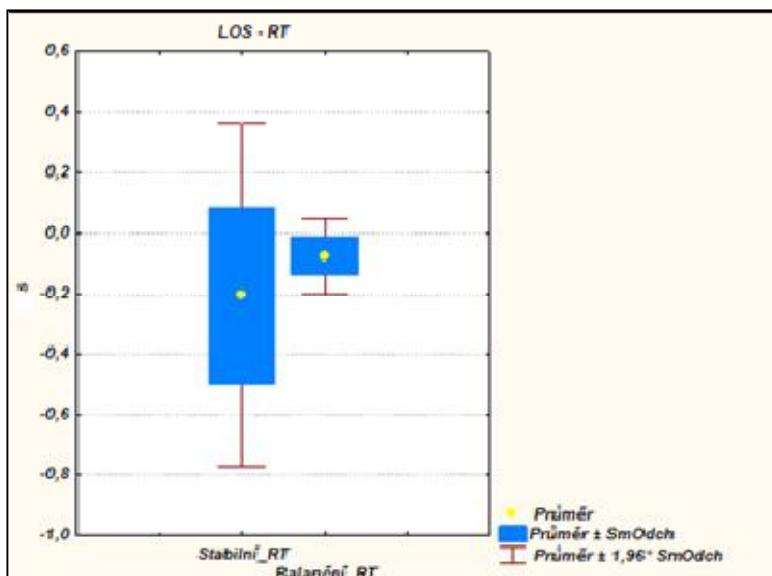
Smodch = sm rodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_RT = stabilní skupina, reak ní as

B\_RT = balan ní skupina, reak ní as

**Graf 5:** Grafické znázornění naměřených hodnot reakčního času v limitech stability



**Legenda ke grafu 5:**

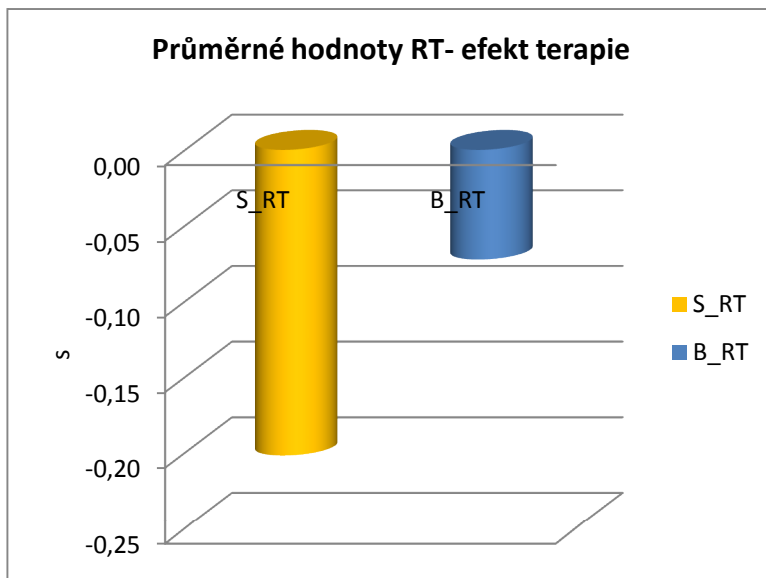
Stabilní\_RT = stabilní skupina, reakční čas

Balanční\_RT = balanční skupina, reakční čas

s = sekundy

Box graf 5 znázorňuje statistické údaje pro průměr, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů RT po ukončení terapie.

**Graf 6:** Efekt terapie u testu LOS v parametru Reaction Time



**Legenda ke grafu 6:**

S\_RT = stabilní skupina, reakční čas

B\_RT = balanční skupina, reakční čas

s = sekundy

Z tabulky 4 a grafu 6 vyplývá, že u stabilní skupiny se zrychlil reakční čas v průměru o 0,2 s, s mediánem změny 0,13 s. U balanční skupiny také pozorujeme zrychlení reakčního času v průměru o 0,07 s, kdy medián změny byl 0,08 s.

**Tabulka 5:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření u parametru Directional Control

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p - hodnota
S_DCL	-1,88	-4,13	3,33	0,06
B_DCL	1,95	3,38	3,51	

**Legenda k tabulce 5:**

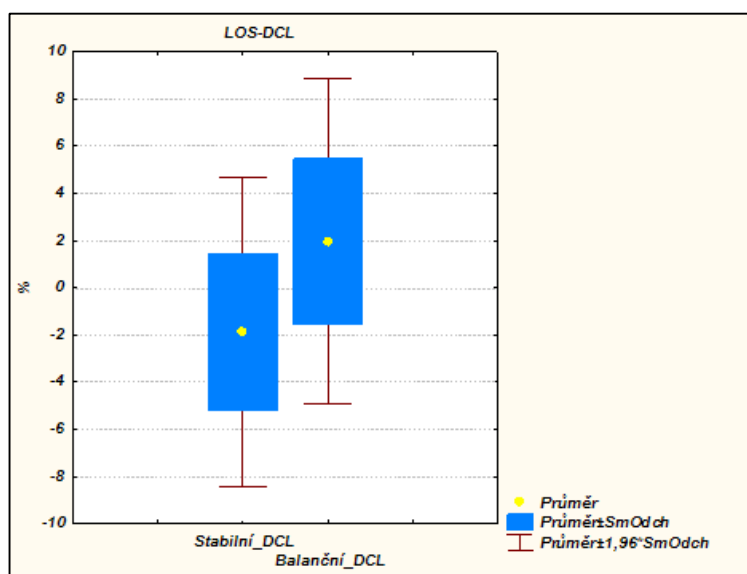
Smodch = sm rodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_DCL = stabilní skupina, sm r pohybu COP

B\_DCL = balanční skupina, sm r pohybu COP

**Graf 7:** Grafické znázornění naměřených hodnot Directional Control v limitech stability



**Legenda ke grafu 7:**

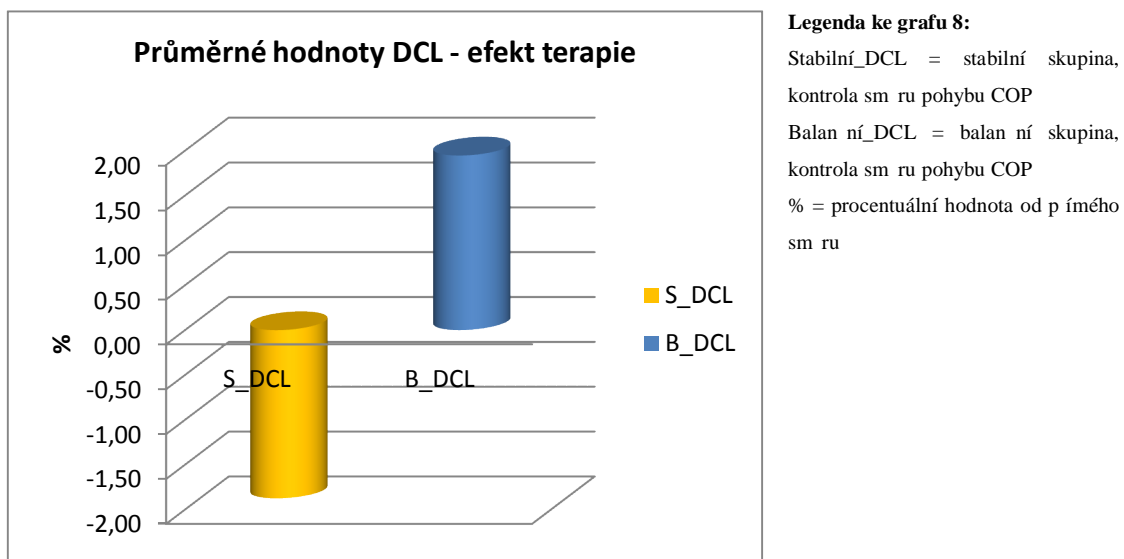
Stabilní\_DCL = stabilní skupina, kontrola sm ru pohybu COP

Balanční\_DCL = balanční skupina, kontrola sm ru pohybu COP

% = procentuální hodnota od průměru

Box graf 7 znázorňuje statistické údaje pro průměr, sm rodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů DCL po ukončení terapie.

**Graf 8:** Efekt terapie u testu LOS v parametru Directional Control



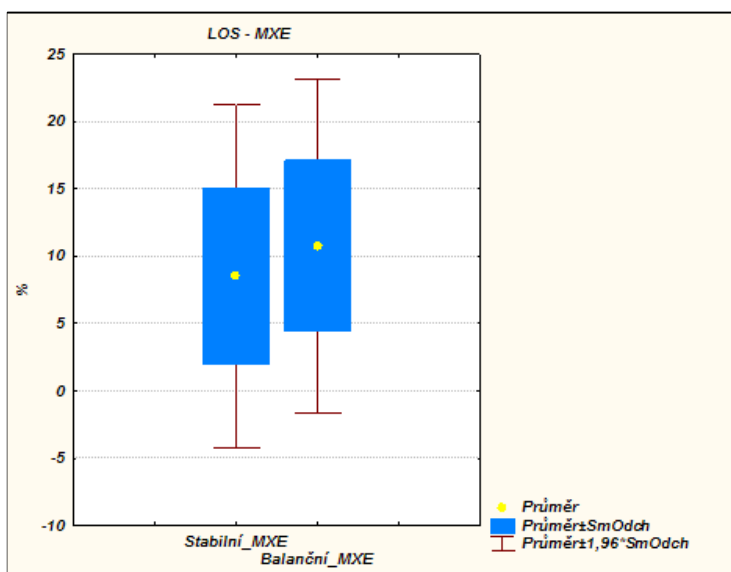
Z tabulky 5 a grafu 8 vyplývá, že u stabilní skupiny se zlepšila kontrola směru pohybu COP v průměru o 1,88 %, s mediánem změny 4,13 %. U balanční skupiny se naopak zhoršila v průměru o 1,95 %, kdy medián změny byl 3,38 %.

**Tabulka 6:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření u parametru Maximal Excursion

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p - hodnota
S_MXE	8,50	8,63	6,50	0,46
B_MXE	10,75	11,38	6,33	

**Legenda k tabulce 6:**  
 Smodch = směrová odchylka  
 p = dosažená hladina statistické významnosti  
 S\_MXE = stabilní skupina, maximální exkurze  
 B\_MXE = balanční skupina, maximální exkurze

**Graf 9:** Grafické znázornění naměřených hodnot Maximal Excursion v limitech stability

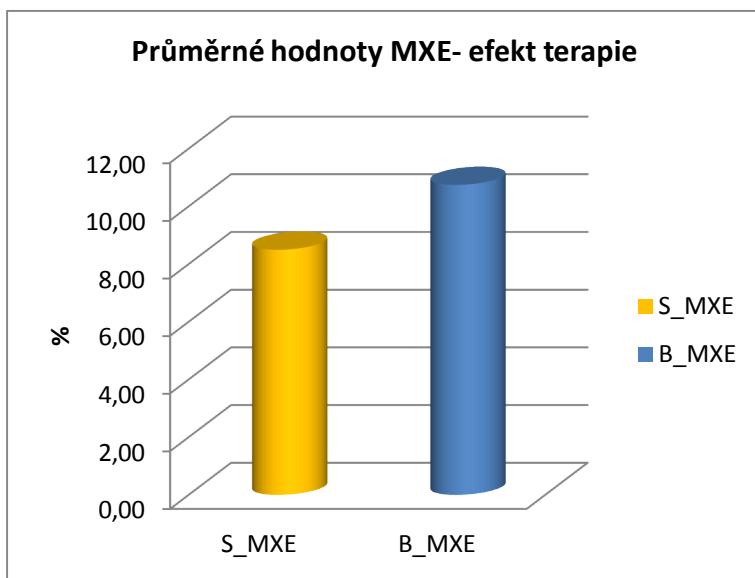


**Legenda ke grafu 9:**

Stabilní\_MXE = stabilní skupina, maximální exkurze COP  
 Balanční\_MXE = balanční skupina, maximální exkurze COP  
 % = procentuální hodnota maximálního vychýlení COP

Box graf 9 znázorňuje statistické údaje pro průměr, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů MXE po ukončení terapie.

**Graf 10:** Efekt terapie u testu LOS v parametru Maximal Excursion



**Legenda ke grafu 10:**

Stabilní\_MXE = stabilní skupina, maximální exkurze COP  
 Balanční\_MXE = balanční skupina, maximální exkurze COP  
 % = procentuální hodnota maximálního vychýlení COP

Z tabulky 6 a grafu 10 vyplývá, že u stabilní skupiny se vylepšil bod maximálního vychýlení COP v průměru o 8,40 %, s mediánem zejména 8,63 %.

U balan ní skupiny se také zlepšil bod maximálního vychýlení COP v průměru o 10,75 %, kdy medián změny byl 11,38 %.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-test neprokázalo statisticky významný rozdíl ve změně a porovnání časových hodnot reakčního času u parametru reakčního času testu LOS mezi měřenými skupinami probandů. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr,  $p = 0,37 (> 0,05)$ . U parametru directional control také nebyl prokázán statisticky významný rozdíl ve změně a porovnání procentuálních hodnot kontroly směru pohybu COP mezi měřenými skupinami probandů. Hladina signifikance byla u tohoto parametru,  $p = 0,06 (> 0,05)$ . Rovněž ani u tohoto parametru tohoto testu nedošlo ke statisticky významnému rozdílu ve změně a porovnání bodu maximálního vychýlení COP limit stability mezi měřenými skupinami probandů. Vypočítaná hladina signifikance pro tento parametr  $p = 0,46 (> 0,05)$ .

Hypotézu **H<sub>02</sub> nelze zamítnout** dle vypočítaných hladin signifikance u jednotlivých hodnotících parametrů.

### Výsledky hypotézy H<sub>03</sub>

**Hypotéza H<sub>03</sub> zní:** Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Weight Bearing Squat mezi probandy rehabilitujícími v pevné opoře a pacienty vyvíjejícími v terapii balančních ploch.

**Tabulka 7:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při vzpřímeném stožení

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S_0°	-0,80	0,00	2,49	0,81
B_0°	0,14	-1,00	2,73	

**Legenda k tabulce 7:**

Smodch = směrová odchylka

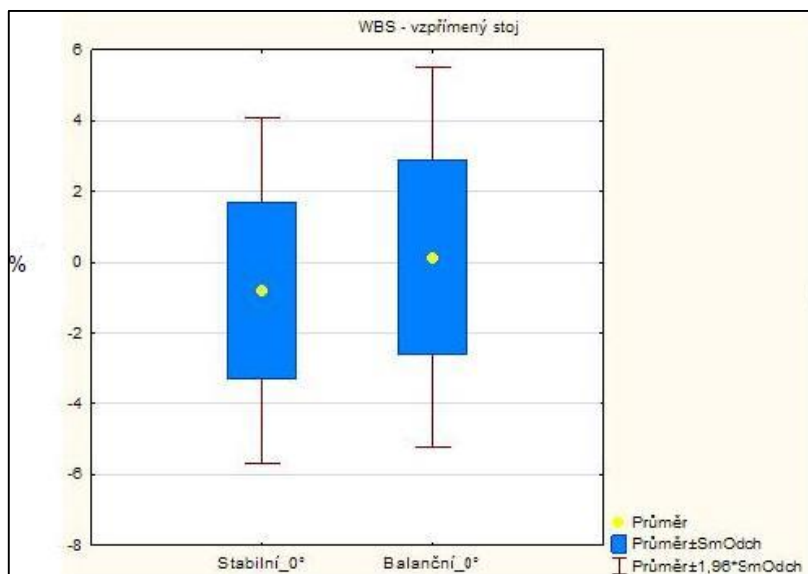
p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_0° = stabilní skupina, vzpřímený stoj

B\_0° = balanční skupina, vzpřímený stoj



**Graf 11:** Grafické znázornění naměřených hodnot p i vzpřímením stoji

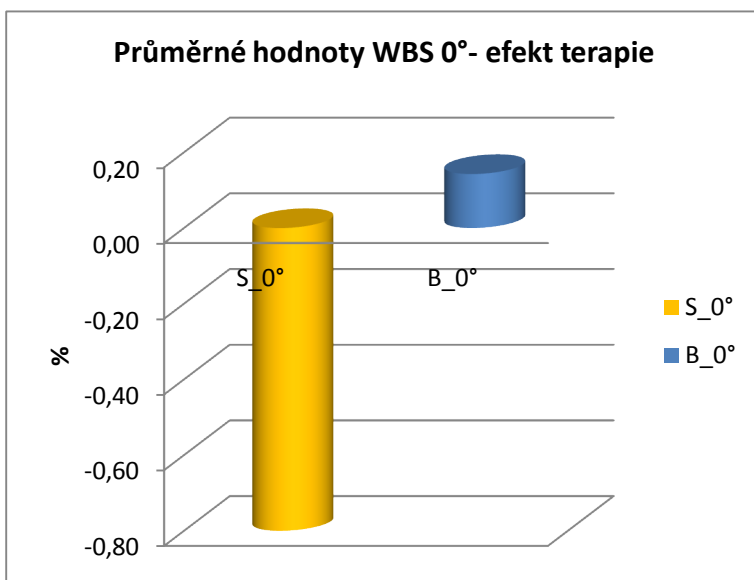


**Legenda ke grafu 11:**

Stabilní\_0° = stabilní skupina p i vzpřímením stoji  
 Balanční\_0° = balanční skupina p i vzpřímením stoji  
 % = procentuální hodnota tělesné hmotnosti

Box graf 11 znázorní statistické údaje průměru, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů WBS 0° po ukončení terapie.

**Graf 12:** Efekt terapie WBS p i vzpřímením stoji



**Legenda ke grafu 12:**

Stabilní\_0° = stabilní skupina p i vzpřímením stoji  
 Balanční\_0° = balanční skupina p i vzpřímením stoji  
 % = procentuální hodnota tělesné hmotnosti

Z tabulky 7 a grafu 12 vyplývá, že u stabilní skupiny se zhoršila symetrie váhy vzpřímeného stoje v průměru o 0,80 %, s mediánem zůstala 0 %. U balanční skupiny se naopak zlepšila symetrie váhy vzpřímeného stoje v průměru o 0,14 %, když medián zůstala 1 %.

**Tabulka 8:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při 30° flexi v kolenních kloubech

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S_30°	1,00	3,00	4,53	1,00
B_30°	-0,14	0,00	7,10	

**Legenda k tabulce 8:**

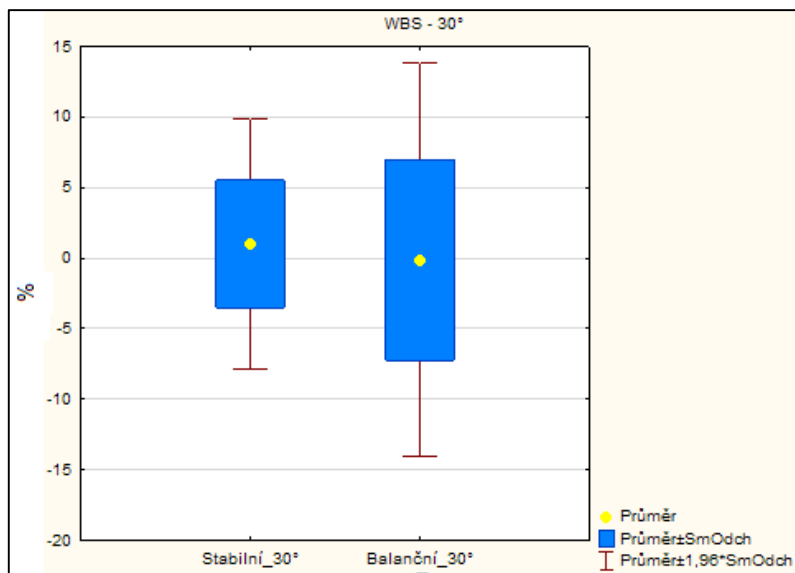
Smodch = sm rodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_30° = stabilní skupina, vzp ímený stoj

B\_30° = balan ní skupina, vzp ímený stoj

**Graf 13:** Grafické znázorn ní nam ěných hodnot p í 30° flexi v kolenních kloubech



**Legenda ke grafu 13:**

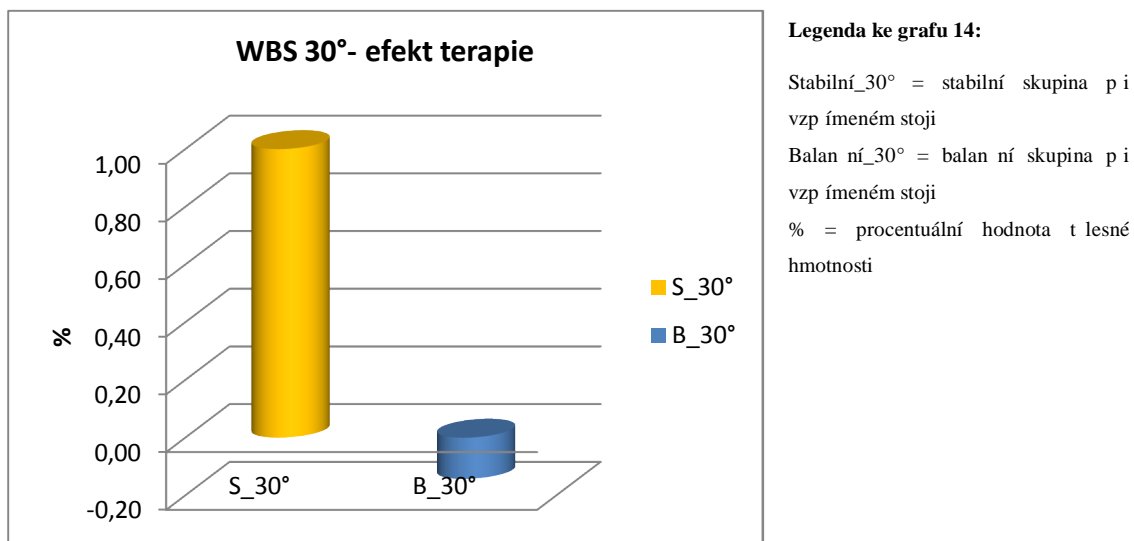
Stabilní\_30° = stabilní skupina p í vzp ímeném stoj

Balan ní\_30° = balan ní skupina p í vzp ímeném stoj

% = procentuální hodnota tělesné hmotnosti

Box graf 13 znázorňuje statistické údaje pro průměr, směrodatnou odchylku stabilní a balan ní skupiny v porovnání nam ěných parametrů WBS 30° po ukon ění terapie.

**Graf 14:** Efekt terapie WBS p i 30° flexi v kolenních kloubech



Z tabulky 8 a graf 14 vyplývá, že u stabilní skupiny se zlepšila symetrie váhy ve 30° flexi KOK v průměru o 1 %, s mediánem změny 3 %. U balan ní skupiny se naopak zhoršila symetrie váhy ve 30° flexi kolenních kloubech v průměru o 0,14 %, kdy medián změny byl 0 %.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-test neprokázalo statisticky významný rozdíl ve změně a porovnání procentuálních hodnot tělesné hmotnosti u testu WBS p i vzp ímeném stojí mezi měřenými skupinami proband . Vypo ítaná hladina signifikance pro vzp ímený stoj,  $p = 0,81 (> 0,05)$ . U druhého měřeného parametru také nebyl prokázán statisticky významný rozdíl. Ve změně a porovnání procentuálních hodnot tělesné hmotnosti p i 30° flexi v kolenních kloubech mezi měřenými skupinami proband . Vypo ítaná hladina signifikance pro tento parametr,  $p = 1,00 (> 0,05)$ .

Hypotézu **H<sub>03</sub> nelze zamítnout** dle vypo ítaných hladin signifikance u jednotlivých hodnotících parametr .

## 4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Znění vědecké otázky č. 2: **Je rozdíl v naměřených parametrech modulu Balance Master Systém u skupiny probandů, která cvičila s využitím balančních ploch oproti skupině probandů, která balanční plochy v terapii nevyužila?**

Tato vědecká otázka byla řešena v hypotézách H<sub>04</sub> a H<sub>05</sub>. Ve výsledcích byly zpracovány parametry posturografických testů. U testu Forward Lunge (FL) jsou hodnoceny parametry Impact Index (II) a Force Impuls (FI). U testu Step UP Over (SUO) jsou hodnoceny parametry Lift-Up Index (LUI) a Impact Index (II).

Hypotézy byly ověřeny neparametrickými metodami prostřednictvím Mann-Whitney U-testu. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti (Sig. < 0,05).

Výsledné zpracování dat je znázorněno v tabulkách 10613 a grafech 15622.

### Výsledky hypotézy H<sub>04</sub>

**Hypotéza H<sub>04</sub> zní:** Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Forward Lunge u končetiny s přední nestabilitou kolenního kloubu mezi probandy rehabilitujícími v pevné opoře a probandy využívanými v terapii balančních ploch.

**Tabulka 9:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při Impact Indexu

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S_II	-4,93	-1,67	11,40	0,25
B_II	7,67	1,67	12,63	

**Legenda k tabulce 9:**

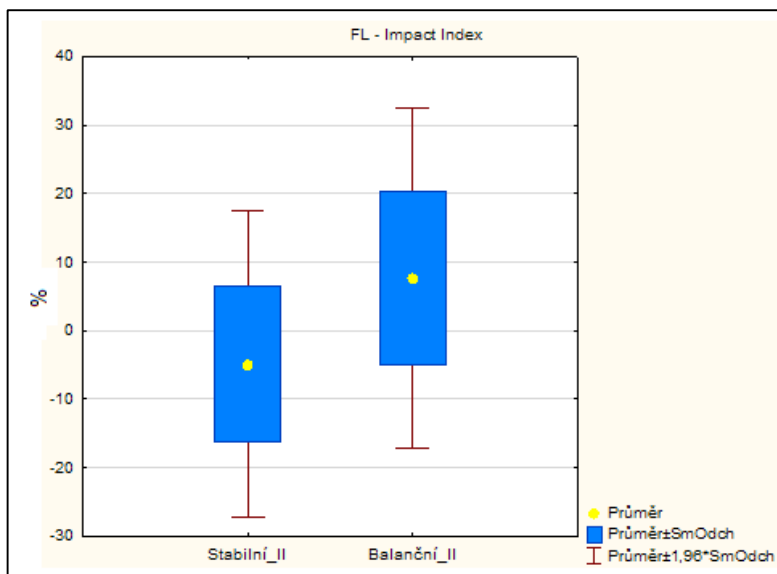
Smodch = směřovaná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_II = stabilní skupina, impact index

B\_II = balanční skupina, impact index

**Graf 15:** Grafické znázornění naměřených hodnot při Impact Indexu

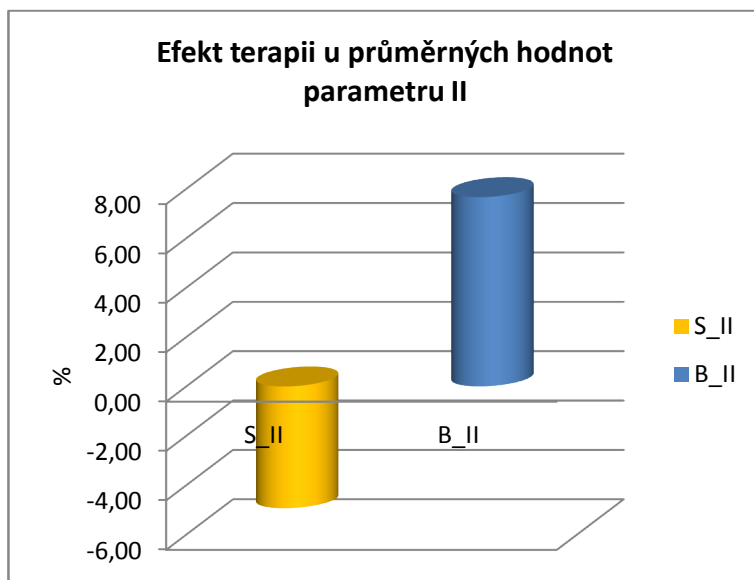


**Legenda ke grafu 15:**

Stabilní\_II = stabilní skupina, impact index  
 Balanční\_II = balanční skupina, impact index  
 % = procentuální hodnota produkované síly vzhledem k tělesné hmotnosti

Box graf 15 znázorňuje statistické údaje průměru, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů II po ukončení terapie.

**Graf 16:** Efekt terapie u testu FL u parametru Impact Index



**Legenda ke grafu 16:**

Stabilní\_II = stabilní skupina, impact index  
 Balanční\_II = balanční skupina, impact index  
 % = procentuální hodnota produkované síly vzhledem k tělesné hmotnosti

Z tabulky 9 a grafu 16 vyplývá, že u stabilní skupiny se změnila produkovaná síla DK v moment do-lapu na podložku v průměru o 4,93%, s mediánem změny 1,67 %. U balanční skupiny se naopak zvýšila produkovaná síla DK v moment do-lapu na podložku průměrně o 7,67 %, kdy medián změny byl 1,67 %.

**Tabulka 10:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření u parametru Force Impulse

Skupina	Průměr	Medián	SmOdch	p – hodnota
S_FI	-18,87	-11,33	18,45	0,68
B_FI	-22,86	-21,00	16,90	

**Legenda k tabulce 10:**

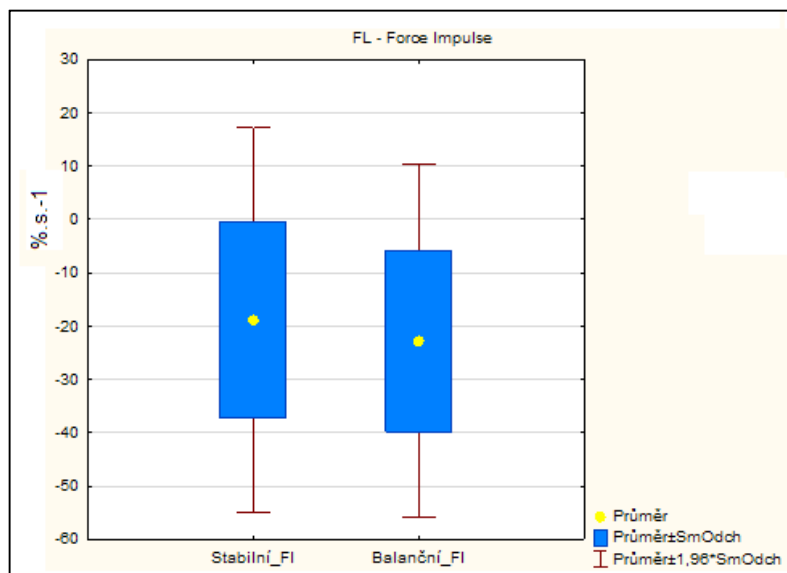
SmOdch = sm rodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_FI = stabilní skupina, force impulse

B\_FI = balanční skupina, force impulse

**Graf 17:** Grafické znázornění naměřených hodnot u parametru Force Impulse



**Legenda ke grafu 17:**

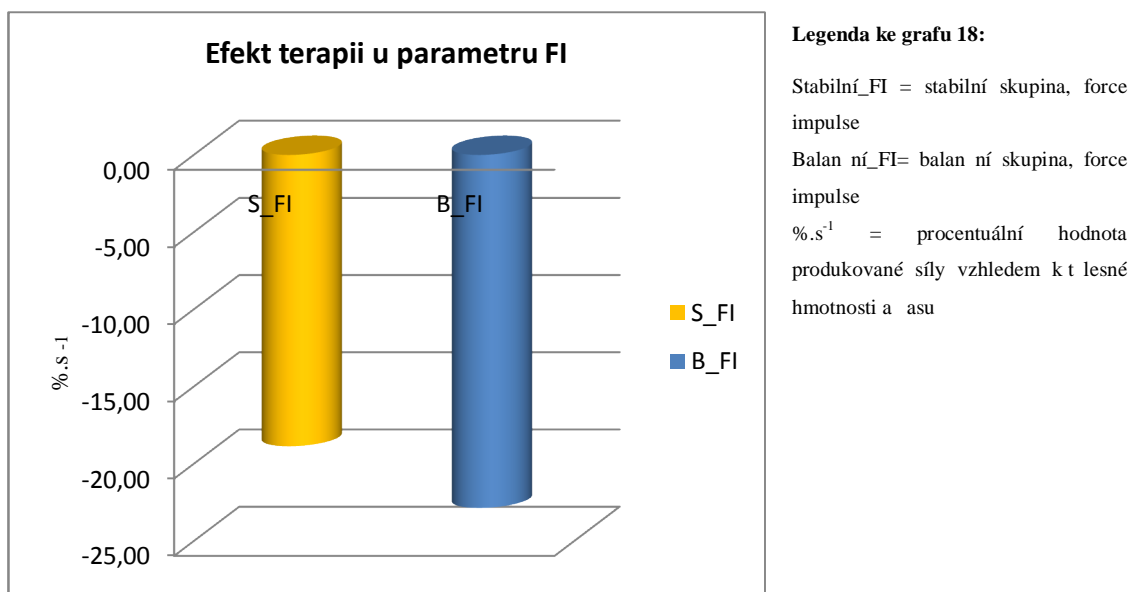
Stabilní\_FI = stabilní skupina, force impulse

Balanční\_FI = balanční skupina, force impulse

% s<sup>-1</sup> = procentuální hodnota produkované síly vzhledem k tělesné hmotnosti a času

Box graf 17 znázorňuje statistické údaje pro průměrnou, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů FI po ukončení terapie.

**Graf 18:** Efekt terapie u testu FL v parametru Force Impulse



Z tabulky 10 a grafu 18 vyplývá, že u stabilní skupiny se změnila síla DK při odrazu od podložky k navrácení zpět do výchozí polohy v průměru o  $18,87\% \cdot s^{-1}$  s mediánem změny  $11,33\% \cdot s^{-1}$ . Balaní skupina také změnila sílu DK při odrazu od podložky k navrácení zpět do výchozí polohy v průměru o  $22,86\% \cdot s^{-1}$ , kdy medián změny byl  $21,00\% \cdot s^{-1}$ .

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-testu neprokázalo statisticky významný rozdíl v parametrech II (průměrná síla DK při do-lapu na podložku) a FI (průměrná síla DK při odrazu od podložky zpět do vzpřímeného stoje). Vypočítaná hladina signifikance pro II,  $p = 0,25 (> 0,05)$ , pro parametr FL,  $p = 0,68 (> 0,05)$ .

Hypotézu **H<sub>04</sub>** přijímáme, **nelze ji zamítnout**.

## Výsledky hypotézy H<sub>05</sub>

**Hypotéza H<sub>05</sub> zní:** Není rozdíl v naměřených posturografických parametrech při testu Step Up/Over u končetiny s přední nestabilitou kolenního kloubu mezi probandy rehabilitujícími v pevné opoře a probandy rehabilitujícími s využitím balančních ploch.

**Tabulka 11:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při Lift-Up Indexu

Skupina	Průměr	Medián	SmOdch	p – hodnota
S_LUI	4,00	4,00	9,02	0,07
B_LUI	15,24	14,67	9,36	

**Legenda k tabulce 11:**

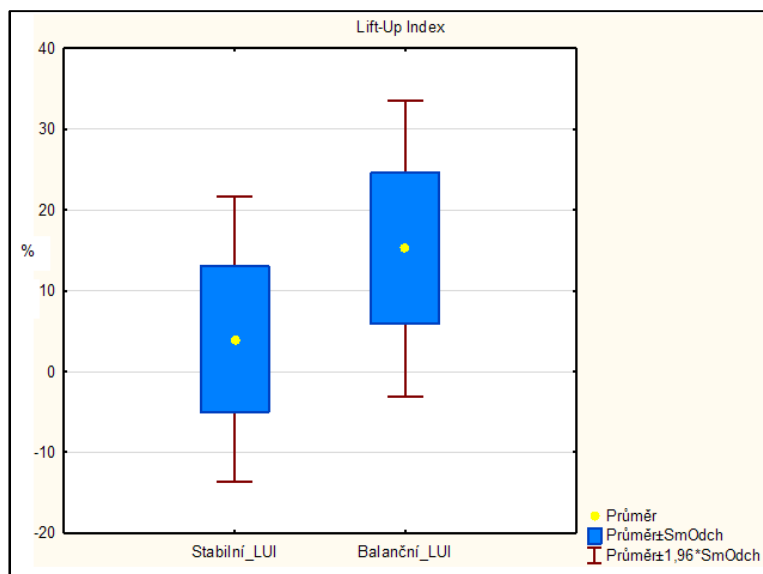
SmOdch = sm rodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_LUI = stabilní skupina, lift up index

B\_LUI = balanční skupina, lift up index

**Graf 19:** Grafické znázornění naměřených hodnot u parametru Lift-Up Index



**Legenda ke grafu 19:**

Stabilní\_LUI = stabilní skupina, lift up index

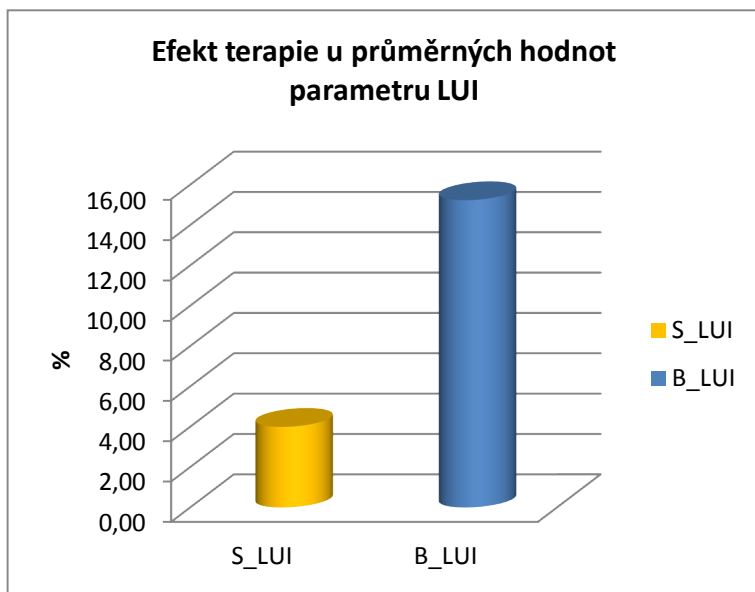
Balanční\_LUI = balanční skupina, lift up index

% = procentuální hodnota produkované síly vzhledem k tělesné hmotnosti

Box graf 19 znázorňuje statistické údaje pro průměr, sm rodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů LUI po ukončení terapie.



**Graf 20:** Efekt terapie u testu SUO v parametru LUI



**Legenda ke grafu 20:**

Stabilní\_LUI = stabilní skupina, lift up index

Balaní\_LUI = balaní skupina, lift up index

% = procentuální hodnota produkované síly vzhledem k tělesné hmotnosti

Z tabulky 11 a grafu 20 vyplývá, že u stabilní skupiny se zvýšila produkovaná síla DK p i výstupu na schod v průměru o 4 %, s mediánem změny 1 %. U balaní skupiny se také zvýšila produkovaná síla DK p i výstupu na schod v průměru 15,24 %, kdy medián změny byl 14,67 %.

**Tabulka 12:** Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření p i Impact Indexu

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S_II	1,33	4,00	7,37	0,93
B_II	4,90	-1,33	14,71	

**Legenda k tabulce 12:**

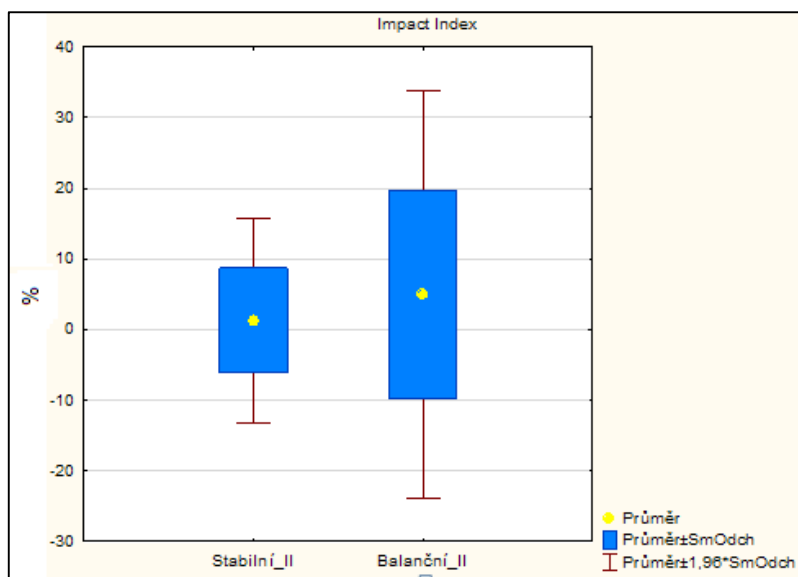
Smoch = smírodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S\_II = stabilní skupina, impact index

B\_II = balaní skupina, impact index

**Graf 21:** Grafické znázornění naměřených hodnot u Impact Indexu

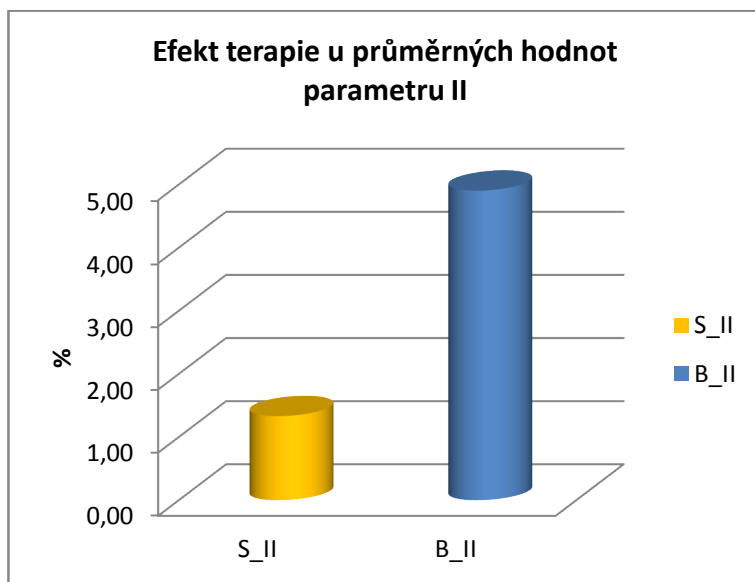


**Legenda ke grafu 21:**

Stabilní\_II = stabilní skupina, impact index  
 Balanční\_II = balanční skupina, impact index  
 % = procentuální hodnota produkované síly vzhledem k tělesné hmotnosti

Box graf 21 znázorňuje statistické údaje průměru, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů II po ukončení terapie.

**Graf 22:** Efekt terapie u testu SUO v parametru Impact Indexu



**Legenda ke grafu 22:**

Stabilní\_II = stabilní skupina, impact index  
 Balanční\_II = balanční skupina, impact index  
 % = procentuální hodnota produkované síly vzhledem k tělesné hmotnosti

Z tabulky 12 a grafu 22 vyplývá, že u stabilní skupiny se zvýšila produkovaná síla DK při do-lapu ze schodu na podlůžku v průměru o 1,33 %, s mediánem zmenšila o 4 %. U balanční skupiny se také zvýšila produkovaná síla DK při do-lapu ze schodu na podlůžku v průměru o 4,9 %, kdy medián zmenšila o 1,33 %.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-testu neprokázalo statisticky významný rozdíl u parametrů LUI (průměrná maximální síla DK při výstupu na schod) a II (síla DK při do-lapu ze schodu na podlohku). Vypočítaná hladina signifikance u parametru LUI,  $p = 0,07 (>0,05)$ . Pro parametr II byla vypočítaná hladina signifikance,  $p = 0,93 (> 0,05)$ .

Hypotézu **H<sub>05</sub> nelze zamítnout** na základě vypočítaných hladin signifikance.

### 4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Zní v decké otázky . 3: šLi-í se subjektivní hodnocení proband s nestabilitou kolenního kloubu pomocí dotazníku Lysholm Knee Scoring Scale v konfrontaci zkoumaných p ístup terapie?ö

Tato v decká otázka byla e-ena pomocí hypotézy H<sub>06</sub>. Ve výsledcích byly zpracovány hodnoty dotazníku Lysholm Knee Scoring Scale.

Hypotéza byla ov ena neparametrickou metodou prost ednictvím Mann-Whitney U-testu. Test byl proveden na hladině statistické významnosti (Sig. < 0,05).

Výsledné zpracování dat je znázorněno v tabulce 13-14 a grafech 23-24.

#### Výsledky hypotézy H<sub>06</sub>

**Hypotéza H<sub>06</sub> zn í:** Není rozdíl v hodnotách dotazníku Lysholm Knee Scoring Scale u skupiny proband , u kterých byla terapie vedena bez využití balan ních ploch, oproti druhé skupině proband , která v terapii využívala p í cvičení labilní plochy.

**Tabulka 13:** Popisné charakteristiky bod ů Lysholm Knee Scoring Scale

Skupina	Před T	Po T
<b>S</b>	77	91
<b>B</b>	77	89

**Legenda k tabulce 13:**

S = stabilní skupina

B = balan ní skupina

Před T = před terapií

Po T = po terapii

**Tabulka 14:** Popisné charakteristiky (rozdíl 1. a 2. vyplnění) u Lysholm Knee Scoring Scale

Skupina	Průměr	Medián	Smodch	p – hodnota
S	14,40	13,00	6,02	0,46
B	11,29	12,00	3,95	

**Legenda k tabulce 14:**

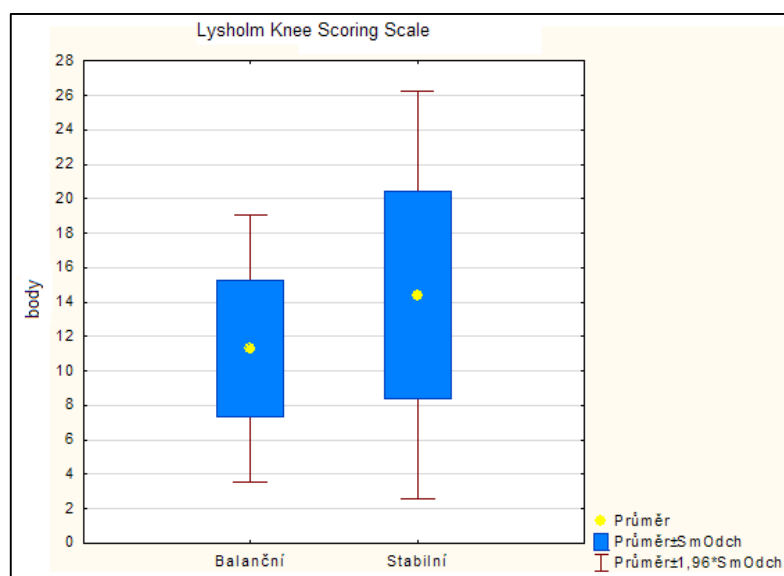
Smodch = sm rodatná odchylka

p = dosažená hladina statistické významnosti

S = stabilní skupina

B = balanční skupina

**Graf 23:** Grafické znázornění získaných hodnot Lysholm Knee Scoring Scale



**Legenda ke grafu 23:**

Stabilní = stabilní skupina

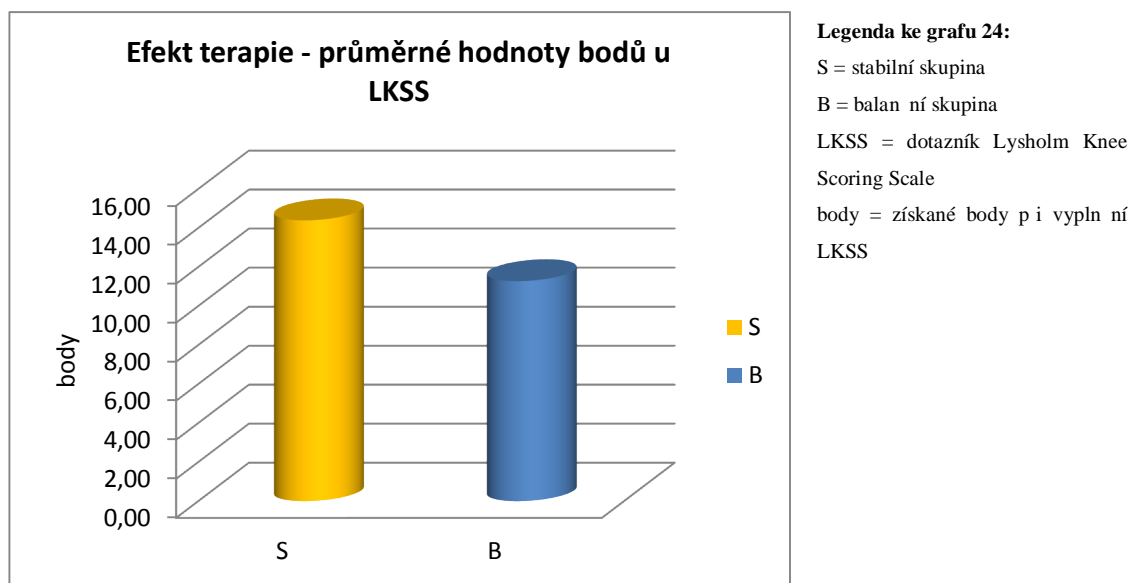
Balanční = balanční skupina

Body = získané body při vyplnění

Lysholm Knee Scoring Scale

Box graf 23 znázorňuje statistické údaje pro průměr, směrodatnou odchylku stabilní a balanční skupiny v porovnání naměřených parametrů LKSS po ukončení terapie.

**Graf 24:** Efekt terapie v hodnotách Lysholm Knee Scoring Scale



Z tabulky 13 je patrné dosažení bodů před a po terapii u jednotlivých skupin. Tabulka 14 a graf 24 popisuje zvýšení po tu bodů u stabilní skupiny v průměru o 14 bodů s mediánem změny 13 bodů. U balan ní skupiny se také zvýšil počet bodů v průměru o 11,29 bodu, kdy medián byl změny 12 bodů.

Hypotézu **H<sub>06</sub>** tedy **nelze zamítnout**.

Statistické zpracování pomocí Mann-Whitney U-testu neprokázalo statisticky významný rozdíl ve změně a porovnání hodnot před vyplnění Lysholm Knee Scoring Scale mezi skupinami probandů. Vypočítaná hladina signifikance **p = 0,46 (> 0,05)**.

## 5 DISKUZE

Zaměření kapitoly je diskutovat limity této práce, klinické vyšetření, fenomén přední nestability kolenního kloubu, rehabilitaci a výsledky naměřených dat v porovnání s aktuálně dostupnou odbornou literaturou.

Hlavním cílem práce bylo objektivně porovnat pomocí posturografických testů dva možná přístupy terapie přední nestability kolenního kloubu. Konfrontována byla terapie s využitím balančních ploch se cvičením využívající pevnou oporu, tedy stabilní cvičení.

### **Limity testovaného souboru proband**

Práce zkoumá velice malý soubor probandů. Výzkumu se zúčastnilo 12 probandů s přední nestabilitou kolenního kloubu nezávisle rozdělených do dvou skupin. Velice malý testovaný soubor způsobí, že zpracované výsledky nejsou v žádném testovaném parametru statisticky významné, což ovšem neznamená, že výsledky nemají klinický význam. Získaná průměrná data udávají u testovaných posturografických parametrů nepatrné rozdílné hodnoty po ukončení 6-ti týdenní terapie u skupiny stabilní i skupiny balanční.

Z hlediska samotné diagnózy bylo prakticky nemožné zajistit homogenní vzorek. Z důvodu odlišnosti pohlaví, různých příčin LCA, odlišné doby od uplynutí úrazu, rozdílné věkové kategorie a fyzické kondice jednotlivých probandů.

### **Klinické vyšetření**

Klinické vyšetření prezentováno kineziologickým rozbořením hodnotilo příznak nestability, pasivní i aktivní rozsahy v kolenním kloubu, svalovou sílu a obvody jednotlivých segmentů dolní končetiny. Co se týče diagnostiky vyšetření nestability pomocí manuálních technik, které si autoři se shodují, že Lachmanův test je zatížen určitým subjektivním hodnocením vyšetřujícího a je prokazatelný pouze u akutní ruptury vazů (Micheo et al., 2010, p. 937; Gallo, 2011, s. 76). Předozadní nestabilita vyplývající z LCA zranění je dále klinicky určena předním zásuvkovým testem (Micheo et al., 2010, p. 937; Ahldeń et al., 2012, p. 621; Gallo, 2011, s. 76).

Metaanalýza Benjaminse et al. zjistila, že negativní Lachman v test je neúčinný nástroj k vyloučení akutního LCA zranění. Zatímco pozitivní Pivot shift test je vhodný pro detekci anteroposteriorní instability (Benjaminse et al., 2006 in Micheo et al., 2010, p. 937).

Na podklad získaných informací bylo provedeno vzájemné porovnání mezi prvním a druhým kineziologickým rozborem, které je dle zkušeností probandů do terapeutických skupin vyjádřeno v položkách 7, 8, 9, 10. Vzhledem k vysoké variabilitě a subjektivnímu hodnocení těchto výsledků terapeutem, nebyla tato data dále zpracována.

### **Fenomén přední instability kolenního kloubu**

Fenomén instability kolene je velice dobře zmapovaná a detailně popsaná oblast. Mnoho autorů se touto problematikou zabývá. Jako nejčastější příčiny vzniku přední instability kolenního kloubu se uvádí insuficience či poranění předního křížového vazů, vlivem traumatického úrazu (Hart, Třípík, 2010, s. 25). Bolen et al. tvrdí, že více než 46 % zranění předního křížového kolenního vazů se stává při sportovních aktivitách (Bollen, 2000 in Harrington et al., 2009, p. 149), což vyplývá z jeho stabilizace kolenního kloubu především v antero-posteriorním směru (Kobke, Kapandji, 2009, p. 120). Pollet et al. definují kolenní stabilitu jako souhrou vazů, timingu svalů a propriocepce. Uvedené aspekty jsou nezbytné pro bezbolestný pohyb a zachování aktivní funkce kloubu (Pollet et al. 2011, pp. 158-160; Mayer, Smékal, 2004, s. 112). Mnoho autorů argumentuje spojením předtřížení LCA s následnou nestabilitou, vlivem absence mechanických vlastností vazů a ztrátou proprioceptivní funkce mechanoreceptorů (Decker, et al., 2011, p. 1625; Borbon et al., 2012, p. 246; Harrington et al., 2009, p. 149; Lübken et al. 2008, p. 18). Subjektivně se u pacientů snížená aktivita aferentních signálů z vazů projeví Giwing-way fenoménem, při zatížení kloubu (Harrington, 2009, p. 149; Gallo, 2011, s. 74). Ne vždy se musí tento fenomén objevit, u některých ruptur vazů se projeví výrazná nestabilita více v posturální kontrole jedince (Brattinger et al., 2013, p. 100). Ovšem stupeň neuromuskulárního deficitu lze měřit na kolika způsobů. Jedním z možných je měření změny v rychlosti Hamstringového reflexu, nebo měření posturální kontroly či analýz chůze, jak ve své studii udává Lübken et al. (Lübken et al. 2008, p. 18-21).



Ztráta neuromuskulárního zpevnovacího okruhu má negativní dopady i na okolní struktury a tkáně v okolí kolenního kloubu. Nestabilita mechanická, ale především neuromuskulární se projeví ve změnách biomechaniky a následně i kinematiky (Galano, et al., 2012, p. 2220; Risberga et al., 2004, p. 141; Seeley et al., 2013, p. 337) kolenního kloubu. Progresivní nestabilita kolena u ruptury LCA může vést k postifení a ruptuře menisku a narušení kondylární chrupavky (Galano et al., 2012, p. 2220; Griffin, 1995, p. 12). Deficitní ligamentózní proprioreceptory způsobují pokles adaptability celého motorického systému se adekvátními změnami při různých odchylných terénech a aktivitách, což vede k větší náchylnosti k dalším poraněním (Decker et al., 2011, p. 1626). Griffin ve své publikaci poukazuje na spojení ruptury LCA s rizikem regrese degenerativních změn a osteoartrity (Griffin, 1995, p. 12). Jeho poznatky potvrzují i novější publikace. Decker et al. spojují lézi vazů s dřívejším vznikem osteoartrózy (Decker et al., 2011, p. 1625). Změny biomechanických komponent pohybu se dle Trulssona et al. projeví ve změnách stability druhostranné kolenní klouby (Trulsson et al., 2010, pp. 815). Všechny uvedené důsledky poranění LCA se negativně projeví v posturální kontrole jedince. (Baltaci, et al., 2003, p. 11; Lübken et al. 2008, p. 18; Brattinger et al., 2013, p. 100). Celkově se však na udržení stability podílejí tři smyslové systémy: vizuální, vestibulární, a somatosenzorický tj. propriocitivní (Subasi et al., 2008, p. 188; Risberg et al., 2001, p. 625). Každý z těchto systémů může dominovat, ale všechny musí provázaně fungovat. Vlivem absence nebo nedostatečnosti jednoho ze systémů dochází k narušení posturální kontroly, což pozorujeme u ruptury LCA ve srovnání s referenční skupinou zdravých jedinců (Risberg et al., 2001, p. 625).

## **Rehabilitace**

Rehabilitace patří k neodmyslitelné formě léčby u ruptury LCA. Pohybová léčba je indikována ve formě konzervativní u pacientů bez nutnosti operačního zákroku. Při rozhodování o chirurgické plastice vazů se kliničtí lékaři rozhodují, zda jsou u pacientů v rovnováze LCA dysfunkce se symptomy. Dále se bere zřetel na úroveň poúrazové sportovní činnosti a funkční úroveň aktivity s cílem ochránit menisky. Chirurgická léčba je obvykle nabízena jako volba metody léčby u mladých pacientů

s neporušením menisku, zraněným elitním sportovcem a pacientem s velmi aktivním životním stylem (Micheo et al, 2010, pp. 937-938).

Studie o konzervativních léčebných LCA zranění ukazují, že až jedna třetina pacientů vyžaduje pozdní rekonstrukce vazů. Přibližně 20 % jedinců se navrátí na předúrazovou úroveň aktivity, 35 až 68 % pacientů vyžaduje následnou operaci menisku (Ireland, 2002 in Micheo et al, 2010, p. 938). Funkční stability KOK a síly mohou být dosaženy a udrženy u některých jedinců i 15 let po zranění. Na druhou stranu úspěšná rekonstrukce vazů LCA úspěšně snižuje riziko následného zranění a operace menisku (Dunn et al., 2004 in Micheo et al, 2010, p. 938). Operativní plastika vazů, ale nezaručuje návratnost jedinců do předúrazové úrovně aktivity (Fithian et al., 2005, in Micheo et al, 2010, p. 938).

Hlavním cílem rehabilitace je zajistit ztracenou kloubní stabilitu. Pojmy proprioceptivní deficit, proprioceptivní vzdělávání a proprioceptivní rehabilitace jsou stále více používány v klinické medicíně, sportu a fyzioterapii (Baltaci, et al., 2003, p. 11). Hlavním cílem těchto praktik je oslovení aferentních nervových spojů a receptorů podílejících se na kloubní stabilitě (Micheo et al., 2010, p. 938). Rehabilitační programy vyvolávají k oslovení neuromuskulárních spojů rozmanité metody stimulující různé úrovně řízení motoriky pro usnadnění návratu deficitu do optimální funkce. Schopnost jedince udržet stabilní pozici je ovlivněna kvalitou obdržených smyslových informací, charakteristikou tělesného narušení a operativní bází (Mohapatra et al. 2014. p. 148). Bylo prokázáno, že proprioceptivní trénink snižuje výskyt kolenního i kotníkových zranění. Zvýšením proprioceptivních aferentních signálů se ovlivní svalový tonus, kolenní kinestezie a dle Baltaci et al. dochází i k zvýšení posturální stability (Baltaci, et al., 2003, p. 11). K dosažení globální funkční stability KOK a oslovení neuromuskulárních okruhů se používají různé statické a dynamické silové aktivity. Konkrétní cvičení vyvolává přenos zatížení, CKC, pohyb tělem těla na stabilních a labilních plochách, senzomotorickou stimulaci, plyometrická cvičení a strategie doskoku. V těchto cvičeních se používá ke snížení svalové síly a nerovnováhy mezi m. QF a HAM podporující jejich spolupráci a aktivitu. Cílené tyto prvky slouží k lepší koordinaci kolenní biomechaniky snižující riziko dalšího poranění (Micheo, 2010, p. 941). Nicméně je nezbytné pro tuto

specifickou diagnózu navrhnout dobrý rehabilitační program (Micheo et al, 2010, pp. 937-938).

Jednou z možných metod kvantifikace nestability jedince a efektu rehabilitace je Dynamická počítačová posturografie. Je to spolehlivá metoda v detekci posturální kontroly testovaných. Můžeme ji tedy využít pro mapování posturální stabilizace po přetržení LCA (Brattinger et al., 2013, p. 100).

Vzhledem k našemu stanovenému cíli nás zajímalo, který typ cvičení je efektivnější a lépe ovlivní kloubní stabilitu kolenního kloubu.

### **Stabilní cvičení**

Cíleným cvičebním programem lze předjet ztrátě pevnosti, pružnosti a stability. Síla, flexibilita a stabilita jsou fyziologické parametry související s fyzickou zdatností. Zdatnost ovlivňuje zdravotní stav, zároveň sníží riziko zranění a určuje, jak se zranění léčí. Dále má vliv na výkon běžných denních aktivit a sportu. Tyto parametry jsou ovlivněny individuálním fenotypem, v němž, kondicí, pracovní zátěží a typem cvičení (Micheo et al., 2012, p. 805).

Micheo et al. ve své studii o stabilním cvičení poukazují na to, že svalové zátěže mohou být rozděleny na statické (izometrické), nebo dynamické (koncentrické, excentrické kontrakce). Statická cvičení mohou být použita brzy po zranění v rehabilitačních programech, jako například složka posílení. V tomto typu svalové zátěže, je aktivována síla bez pohybu kloubu. Dynamická cvičení jsou soustředěna i na složku, ve které je sval zkracován. Například posilování pro stabilitu kolenního kloubu využívá otevřených kinematických zátěží (OKC) pro vytvoření v těle smykové síly s dleřádem na přední zkrácený vaz. Uzavřené kinematické zátěže (CKC) zvyšují patellofemorální tlakovou sílu. V praxi využíváme oba typy zátěží s tím, že OKC jsou pro izolované svalové náboje a CKC jsou pro celkové posilovací funkce. Zlepšení odporové svalové síly při cvičebních programech je výsledkem kombinace a úprav neuromuskulárních okruhů. V průběhu a následnosti cvičení dochází ke zvýšení velikosti svalových vláken typu II, dále se zlepšuje flexibilita a rozsah pohybu (ROM). U některých sportovních aktivit se může zlepšit výkon, především, kde se vyžaduje významné použití stretch cyklu, snižující svalovou sílu při delší statické aktivitě. Dynamické programy zlepšují výkon. Ukázalo se,

flexe mechanická stabilita a fungující neuromuskulární kontrola na trupu a končetinách může vést ke snížené úrazovému stavu v oblasti kotníku, kolen a ramen (Micheo et al., 2012, 806, 809). Jednotlivé typy a druhy rehabilitačních programů popisuje Risberga et al., jejichž studie porovnávala různé techniky a dobu trvání rehabilitace LCA (Risberga et al., 2004, pp. 127-133).

### **Balanční cvičení**

Balanční cvičení můžeme popsat jako schopnost udržovat rovnováhu. Tento druh aktivity se zaměřuje na povědomí o držením těla a postavení jednotlivých jeho segmentů v prostoru s cílem udržet rovnovážnou polohu bez změny základní výchozí pozice. Cvičení vyvolává stoj na obou DKK nebo na jedné DK, dále labilní terény jako jsou balanční úseky, míče a trampolíny. Rovnovážná cvičení vyvolávají schopnosti udržet výchozí pozici, měnit ji a zůstat stabilní, zároveň reagovat na perturbace (Risberg et al., 2001, p. 625). Balanční pomůcky jsou populární rehabilitační prostředky k oslovení proprioceptivních okruhů u deficitních kloubních nestabilit (Cressey et al., 2007, p. 61). Jejich využitím v terapii se zvyšuje celkový výkon a pohybové dovednosti vlivem zlepšení rovnováhy, dochází k mobilitě a stabilitě zároveň. Proto jsou balanční plochy využívány s cílem rozvíjet aferentní úroveň neuromuskulární funkce (Ruiz, Richardson, 2005, pp. 50-51).

Objektivní hodnocení našeho výzkumu ukazuje výsledné průměrné hodnoty u testovaných posturografických parametrů statisticky nevýznamný rozdíl po ukončené rehabilitaci mezi stabilní a balanční skupinou. Předpokládáme, že kdybychom testovali v této vzorek probandů, pravděpodobně bychom prokázali statisticky významné rozdíly mezi skupinami.

## **5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1**

K objektivizaci první vědecké otázky jsme využili posturografických testů modulu Smart Equitest System. Tento modul Dynamické počítačové posturografie hodnotí efektivitu posturální stability při statických podmínkách. Hodnotili jsme testy MCT, LOS a WBS. Testy posuzují úroveň reakce na bezprostřední zevní podnět,

rychlost posturálních výchylek, symetrii rozložení tělesné hmotnosti a schopnost aktivně kontrolovat COP. Posturální stabilita byla definována jako schopnost ovládat střed těla. Chápání posturální kontroly a stability (tj. balance), která je nezbytná pro vykonávání každodenních činností a dosažení úspěchu ve sportu je stále komplikovaná terminologie. Slouží k vyhodnocení poúrazových a pooperačních stavů pohybového aparátu (Pickerill, Harter, 2011, p. 600; Subasi et al., 2008, p. 202). Posturograf a modul Smart Equitest System je vhodný pro detekci reakcí posturálního aparátu pro klinické zhodnocení podmínek stoje, stabilizace stoje a schopnosti adaptace (Véle, 2006, p. 188).

### **Diskuze k hypotéze H<sub>0</sub>1**

Test MCT jsme použili s cílem zjistit odchylky v rychlosti posturální reakce na neokávaný zevní podnět u odlišných technik fyzioterapie u probandů po ukončení 6-ti týdenní terapie. Zabývali jsme se pouze parametrem Latency (L). Z možných těchto rychlostí horizontálního posunu plošiny testu, jsme vybrali nejrychlejší. časové hodnoty jsou snímány ze silové plošiny, která se pohybuje směrem dopředu a dozadu. Translace směrem dopředu aktivuje především ventrální muskulaturu DKK, při posunu směrem dozadu je aktivována dorzální muskulatura DKK, pro zachování stability. Po statistickém zpracování dat nebyl prokázán signifikantní rozdíl v podtrhu plošiny vpřed a vzad mezi skupinami. Přesto, významně určitý rozdíl v L podotknout. U stabilní skupiny se průměrné hodnoty L při posunu plošiny dopředu nezměnily. Během posunu dozadu se zrychlila reakce v průměru o 36 ms. Balanční skupina se v průměru při posunu plošiny dopředu zhoršila v reakci o 6 ms. U posunu dozadu se také zvýšila rychlost reakce v průměru o 1 ms.

Studie Lübken et al. hodnotila rychlost hamstringového reflexu, který se projevuje delší latencí vlivem neuromuskulárního deficitu u LCA zranění. Autoři látku vycházeli z faktu, že hamstringy působí jako agonisté LCA. Poukázali, že napětí vazy souvisí se zadní stranou stehna, díky společnému nervosvalovému přenosu z vazy a hamstringů. Tímto způsobem, vzniká ochranný úšinek na LCA. Ve své studii zjistili, že u ruptury LCA dochází k výraznému prodloužení latence při hamstringovém reflexu na postižené straně ve srovnání s kontralaterální stranou (Lübken et al. 2008, p. 18-21). Tyto výsledky potvrzuje i náš experiment. Usuzujeme z aktivace dorzální muskulatury,

aktivity hamstring u posunu plošiny směrem dozadu. U obou skupin došlo k zrychlení reakce, výrazněji u stabilní skupiny.

Předpokládali jsme, že balanční skupina bude v reakci na podtrh plošiny rychlejší z důvodu tréninku ve ztížených posturálních podmínkách na labilních plochách. Výsledky však ukazují přesný opak. Lze se domnívat, že naměření bylo ovlivněno také výběrem rychlosti translace MCT testu. Jelikož jsme vybrali v podání nejrychlejší podtrh plošiny, můžeme předpokládat určitou formu adaptace posturální stabilizace na neokávaný podnět stejným směrem. Příina rozdílných ukazatelů výsledků může být tedy důsledkem adaptace. Při soběné zevní síly, v našem případě horizontální posun plošiny, a rychlá korelace rovnováhy je ukazatel dynamické stabilizace stoje. Toto množství s rostoucím věkem klesá (Véle, 2006, p. 188). Předpokládáme, že adaptace může výrazně ovlivnit konečné výsledky MCT testu.

## **Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub>**

Test LOS může být použit jako významný prediktor výkonu ve funkčních aktivitách, jako je například přechod přes ulici, nastoupení do autobusu a chůze do schodů. Také hraje významnou roli v predispozici náchylnosti k pádům (Tsang, Hui-chan, 2004, p. 664). Při samotném testování hodnotíme schopnost testovaných účastníků aktivně převést své COP při stožení na stabilní silové desce k osmi cílům, rozmístěným v 45° intervalech kolem COP těla, znázorněným ve středovém poli na monitoru počítače ve výšce očí jedince (Pickerill et al., 2011, p. 602). LOS je založen na vizuálním feedbacku korigovat motorickou aktivitu ke stanovenému cíli na základě volní kontroly probanda (Kolářová, 2012, s. 11). K posouzení dynamické kontroly jedince byly hodnoceny následující parametry (Tsang, Hui-chan, 2004, p. 660).

Reakční čas (RT), poukazuje na rychlostní zareagování jedince motorickou aktivitou na primární zvukový signál. Výsledky rychlosti reakce se u stabilní skupiny v průměru snížily o 0,2 s. U Balanční skupiny došlo také ke snížení, v průměru o 0,1 s. Hodnoty ukazují nepříliš velký rozdíl mezi skupinami. Můžeme uvažovat, zda byl příjemný zvukový signál dostatečně příjemný.

Kontrola směru a vedení pohybu COP, parametr Directional control (DCL), poukazuje na koordinaci a přesnost vedení motorických aktivit. Výsledky naměřené ukazují u stabilní skupiny v průměru zlepšení o 2 %. U Balanční skupiny se naopak vedení pohybu v průměru zhoršilo o 2 %.

Bod maximálního vychýlení, Maximal excursion (MXE), poukazuje na dosažení maximálního bodu v daném limitu stability. Naměřené výsledky se v průměru u stabilní skupiny zvýšily o 9 %. Balanční skupina se také po ukončení terapie zlepšila v bodu maximálního vychýlení v průměru o 11%. U obou skupin došlo k prodloužení vzdálenosti maximálního vychýlení. Jak jsme předpokládali u balanční skupiny došlo k lehce většímu vychýlení v limitech stability.

U všech testovaných parametrů naměřeno výzkumu nebyl mezi skupinou stabilní a balanční prokázán statisticky významný rozdíl. Usuzovali jsme, že balanční skupina bude u parametru DCL i MXE výrazně lepší, než skupina stabilní. Trénink na balančních plochách dle uvedených autorů zlepšuje rovnováhu a koordinaci (Cressey et al., 2007, p. 561; Ruiz, Richardson, 2005, pp 50-51). Pozorujeme ovšem určitý trend zlepšení v porovnání obou skupin u stabilní skupiny.

Naměřené hodnotící parametry vycházely ze studie Subasi et al., jejíž autoři zkoumali rozdílné zahřívací cvičení v korelaci s kolenní propriocepcí a balancí u zdravých jedinců. Zjistili, že účinky 5 minutových a 10 minutových zahřívacích cvičení ovlivní stanovená kritéria. Prokázali, že 10 minutové cvičení vede k většímu zlepšení propriocepce než 5 minutové. Zahřívací cvičení před sportovní aktivitou jsou tedy výhodné pro oddálení zranění v důsledku nedostatku proprioceptivních mechanismů a udržování rovnováhy (Subasi et al., 2008, pp. 194-203).

### **Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub>**

Pro ověření hypotézy H<sub>03</sub> byl zvolen test WBS, který detekuje zatížení DKK v různých pozicích. Pro náš výzkum jsme si vybrali symetrizaci rozložení tělesné hmotnosti při vzpřímeném stoji a při 30° flexi v kolenních kloubech. Domníváme se, že příčná asymetrie se natolik neprojeví při vzpřímeném stoji, ale právě při 30° flexi v KOK. Tuto pozici jsme zvolili z důvodu toho, že pacient má dle této aktivity problém. Právě v 85 % se LCA podílí na stabilitě kolenního kloubu při 30 stupňové flexi kolenního kloubu (Hart, Třípák, 2010, s. 23). Dochází k větší svalové aktivitě

pro udržení tohoto úhlového nastavení DKK. Předpokládáme v této znázornění porušení nerovnoměrnosti v zatížení. Domníváme se, že na základě porušení proprioceptivní funkce DK nestabilního KOK se objeví odlehčení dané končetiny vlivem dyskoordinace svalové činnosti.

Domníváme se, že rehabilitace by měla ovlivnit zatížení DKK, především oekáváme v této zatížení na nestabilní DK. Z našich výsledků vychází u stabilní skupiny zlepšení v symetrii váhy při vzpřímeném stoje o 0,8%, při 30° flexi KOK došlo k zhoršení symetrizace prostého stoje v průměru o 1%. Balanční skupina se v průměru rozložení symetrie váhy při vzpřímeném stoje zhoršila o 0,1%. Při 30° flexi v KOK se naopak symetrie rozložení hmotnosti zlepšila v průměru o 0,1%. U obou skupin se výrazně rozložení zatížení na DKK nezmenilo. Vystává zde otázka, zda bylo zatížení DKK u probandů před vznikem nestability symetrické. Určitá stranová asymetrie v rozložení tělesné hmotnosti je fyziologická, ale mnoho faktorů ji můžeme dále prohlubovat, například určitá dominance končetiny, zúžení pánve, rozdílná délka DK, bolesti v pohybovém aparátu a mnoho dalších. To potvrzuje Véle, který udává, že vzpřímený stoj je vždy asymetrický a symetrické zatížení DKK je spíše výjimkou než pravidlem (Véle, 2006, s. 185).

## 5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Testování druhé vědecké otázky proběhlo pomocí posturografických testů prostřednictvím modulu Balance Master System. Uvedený systém hodnotí dynamické aktivity pohybu v prostoru. Hodnotili jsme testy SUO a FL. Jedním ze způsobů posuzování svalové síly DKK pacienta je odhadnout jeho schopnosti. Pro detekci síly DKK využíváme standardizované postupy, které jsou vhodné pro klinické každodenní použití (Nyberg et al., 2011, p. 1). FL a SUO jsou testy, které vychází z aktivit denní činnosti jedince. Hodnotíme tedy charakteristiky silových parametrů dopadové i odrazové síly, volní kontroly kontraktility svalstva DKK vyfukujících tuto činnost. U pacientů s chronickou insuficiencí LCA nacházíme zhoršený výkon a funkci. Uvedené funkční testy se obvykle používají při sledování zotavování pacientů a u porovnání efektu rehabilitace (Lin et al., 2010, p. 472-473).



## Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub>

Hypotézu H<sub>04</sub> jsme testovali pomocí dynamického testu výpad vp ed (FL). Dle Mattacola et al. tento test slouží k hodnocení výkonu. Vybraný testový parametr II udává procentuální vyjádřenou sílu výpadové DK p i do-lapu na podlofku. Parametr FI vyjaduje procentuální hodnocení síly DK p i odrazu výpadové kon etiny zp t do výchozího postavení. Pokud dosáhneme v t-í síly za krat-í dobu, sv d í to o zlep-ení funk ní schopnosti jedince. II dopadu ukazuje, excentrickou schopnost dopadové DK (Mattacola et al., 2004, pp. 602, 604).

Výpad vp ed je aktivita, p i které je na kolenní kloub kladen mnohem v t-í nárok, nefl na dynamiku p i klasické ch zi. P edstavuje pohyb, který je primárn ízen vlivem m. QF. Vzhledem k náro nosti provedení vyřaduje p edev-ím svalovou sílu a kloubní stabilitu. To, ale nemusí mít funk ní výpov dní hodnotu a klinický význam (Henriksen et al., 2009, p. 503).

Henriksen et al.ve své studii zkoumali pomocí elektromyografické objektivizace (EMG) vliv bolesti v okolí kolenního kloubu p i výpadu vp ed. U n kterých jedinc s LCA insuficiencí se také m fle objevit bolest. Nocicepce je silný pocit, který ovliv uje kolenní kinematiku, m. QF výrazn ovliv ující kloubní stabilitu. Auto i zjistili, fle aferentní nervový systém p evádí nociceptivní signály chybn p i velké dynamice kolenního kloubu. Toto zji-t ní m fle mít rozsáhlé d sledky v ízení bolesti sval a prevenci úraz . Zejména p i innostech s velkou dynamikou kladenou na KOK (Henriksen et al., 2009, p. 503-506). Vlivem stabilních cvi ení dochází mimo jiné i k efektivn j-ímu provedení svalového modelu výpadu vp ed (Micheo et al., 2012, 809).

Ve výsledcích této práce do-lo u stabilní skupiny u II ke zmen-ení produkované síly DK v moment do-lapu na podlofku, naopak u balan ní skupiny do-lo p i stejném parametru k zv t-ení produkované síly. V hodnotách FI do-lo u obou skupin proband ke snížení produkované síly. Ov-em nedo-lo k velkému rozdílu mezi skupinami. U stabilní skupiny se síla p i odrazu zmen-ila v pr m ru o 19 %, u balan ní skupiny o 23 %. M fleme p edpokládat, fle p i v t-ím testovaném vzorku proband by do-lo u balan ní skupiny k významn j-ím rozdíl m oproti skupin stabilní, vzhledem za azení balan ních ploch do terapie.

## Diskuze k hypotéze H<sub>05</sub>

Pohyb po schodech zahrnuje koordinaci a interakci obou DKK. Pochopení a v domě ovládnutí pohybu je nezbytné pro správné a efektivní provedení této činnosti (Lin et al., 2010, p. 472-473). Hypotézu H<sub>05</sub> jsme testovali pomocí dynamického testu p e chodu p es schod s hodnotícími parametry Lift-up index (LUI) a Impact index (II). Tato aktivita patří mezi p ırozené a u v t-ıny populace b řlné činnosti. Subjektivní hodnocení pacient ů s deficitem LCA poukazuje na ur ěitě problémy p ı ch zı do schod ů a ze schod ů. P edpokládáme, ře na zhor-ění této aktivity má vliv ur ěitá dyskoordinace neuromuskulární kontroly p ı svalové činnosti. LUI kvantifikuje výstupní síly DK vyjád ěné procentuáln ě vzhledem k t ělesné hmotnosti jedince. Vy-ı LUI ozna uje schopnost v t-ı produkce síly p ı koncentrické kontrakci m. QF (Mattacola et al., 2004, p. 604). Svalová slabost m. QF je primárním rizikovým faktorem pro bolest KOK ovliv ůjící tuto specifickou aktivitu (Nyberg et al., 2011, p. 1). Tento test slouřtı k posılení, tedy zvy-ění svalové síly, ale je ho mořtné za lenit do senzomotorické stimulace prost ednictvím motorického u ěnı (Lin et al., 2010, p. 472).

Výsledky studie Lin et al. ukazují kinetické zm ěny u pacient ů s akutnı a chronickou nedostate nostı LCA. Významná zm ěna v rozloření zatıřenı a pohybové strategii DKK byla nalezena u akutnı LCA deficitnı skupiny p ı sestupu ze schodu. Tato studie potvrdila, ře test SUO by mohl poskytnout v systému klinické praxe informace p ı detekci funk nıch schopnostı DK a dále poslouřtı pro návrh vhodnıch rehabilita nıch cvi ěnı u pacient ů s deficitem LCA (Lin et al., 2010, p. 472-478).

Rudolph a Snyder-Mackler zkoumali kinetické a kinematické zm ěny u pacient ů s deficitem LCA v porovnánı s kontrolnı skupinou p ı p echodu p es 26 cm vysokı schod. Obě skupiny zm ěnily své pohybové vzory. Zjistili, ře dochází k v t-ı produkci síly p ı flexi ky elnıho kloubu u výstupu na schod i sestupu ze schodu u LCA deficitnıch pacient ů v porovnávánı se zdravou kontrolnı skupinou (Rudolph, Snyder-Mackler, 2004, p. 573).

Na-ě výsledky testu p echodu p es schod popisují hodnoty LUI, které se u obou skupin zvy-ily. Vy-ı LUI nám vypovıdá o lep-ı schopnosti produkce koncentrické práce sval ů nestabilnı DK, hlavn ě m. QF, p ı výstupu na schod (Mattacola et al., 2004,

s. 604). Výrazný rozdíl byl u balanční skupiny, kde se průměrná velikost síly při výstupu na schod nestabilního KOK zvýšila průměrně o 15 %, u stabilní došlo k zvýšení o 4 %. Hladina dosažené významnosti,  $p = 0,07$ , se velice blížila stanovené hranici statistické významnosti,  $p = 0,05$ . Můžeme tedy říci, že u balanční skupiny došlo k výraznému zvýšení síly při výstupu na schod oproti skupině stabilní. II hodnotí výkonnost excentrické práce dopadové končetiny, ovšem v této hodnota II na nestabilní DK může být způsobena i zhoršenou excentrickou kontrolou na druhostranné zdravé DK (Mattacola et al., 2004, s. 604). Naše hodnoty II ukazují oproti v obou skupinách na zvýšení produkované síly při sestupu ze schodu na podláhku, u stabilní skupiny v průměru o 1 %, u balanční skupiny v průměru o 5 %. Můžeme tedy říci, že vliv balančního cvičení v odlišnosti od druhého typu cvičení fázi sestupu ze schodu výrazně neovlivnil.

### 5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Testování této vědecké otázky proběhlo pomocí vyplnění dotazníku Lysholm Knee Scoring Scale u probandů před a po ukončení rehabilitace. Tento dotazník se používá jako doplněk mnoho objektivizujících přístrojů kolenních nestabilit. K hodnocení stability a zlepšení kvality života se může využít, jako jedna z levných dostupných forem objektivizace a detekce posturální stability u pacientů s rupturou LCA, na rozdíl od Dynamické počítačové posturografie, která se běžně v klinické praxi vyšetřujících nepoužívá vzhledem k objemnosti a vysokým provozním nákladům systému (Brattinger, 2013, p. 100).

#### Diskuze k hypotéze H<sub>06</sub>

V této studii hodnotí funkci kolenního kloubu a svalovou sílu, nicméně je stejně důležité hodnotit i subjektivní pocity pacienta (Thomeé et al., 2010, pp. 200-207). Lysholmovo skóre je možné použít jako platný a spolehlivý prostředek pro objektivizaci nestability a snížení posturální stability (Brattinger et al., 2013, p. 102). Pacienti dosahující vysoké úrovně aktivity mající vysoké skóre potvrzují i lepší funkci, oproti pacientům s vysokým skóre, ale s nízkou úrovní aktivity, například u pacientů, kteří nejsou plně rehabilitováni (Lysholm, Tegner, 2007, p. 448).

Výsledky naší práce udávají získaný průměr bodů před zahájením terapie u stabilní skupiny stejný jako u balanční skupiny 77 bodů. Po ukončené rehabilitaci se bodová hranice zvedla u stabilní skupiny na 89 bodů, u balanční skupiny na 91 bodů. V obou skupinách došlo tedy k výraznému zlepšení. Obdobné výsledky popisuje ve své práci Brattinger et al., který hodnotil zdravé versus postižené jedince rupturou LCA. Poukazuje na vyšší bodové skóre, které souvisí s vyšší mechanickou a funkční stabilitou jedince s LCA rupturou (Brattinger, 2013, p. 105). V našem výzkumu ovšem nedošlo ke statisticky významnému rozdílu mezi skupinou stabilní a balanční. Obě skupiny se zlepšily v subjektivním hodnocení stability podobně, což vyplývá ze získaných bodových hranic po ukončení 6-ti týdenní terapie.

V klinické praxi se zaměřením na kolenní nestabilitu se používají stabilní cvičení i labilní plochy, proto jsme se na tento výzkum zaměřili. Z uvedených výsledků můžeme předpokládat, že obě formy cvičení zlepšují subjektivní pocit kolenní nestability. Obě techniky rehabilitace ovlivní neuromuskulární deficit způsobený LCA rupturou. Většina studií poukazuje především na obnovení proprioceptivní kontroly. K tomuto záměru se využívají různé směry a techniky cvičení, což jsme do jisté míry také dosáhli. Určité znovuzískání propriocepce postižené oblasti, ovšem závisí především na plasticitě organismu jedince a určité adaptace posturální kontroly. Bez těchto mechanismů se vzniklá nestabilita nemůže zcela ovlivnit. Nelze tedy jednoznačně určit, která z možných fyzioterapeutických technik je pro daný klinický fenomén nejefektivnější.

## ZÁV R

Fyzioterapie je nedílnou součástí poranění LCA, v jejím d sledku pozorujeme anteriorní nestabilitu kolenního kloubu. Je mnoho technik a možných přístupů, které se v terapii využívají. Mají společný cíl, ovlivnit vzniklý neuromuskulární deficit a posturální kontrolu na podklad ruptury vazů v návaznosti na obnovení funkční stability.

Hlavní cílem této práce bylo porovnat efekt 6-ti týdenní rehabilitace přední nestability kolenního kloubu. Porovnávala byla terapie vedená na stabilní ploše a terapie s využitím balančních ploch. Obě tyto techniky se v klinické praxi využívají. Pokusili jsme se posturograficky zhodnotit, která z uvedených technik je vhodnější ke stabilizaci nestabilního terénu kolenního kloubu. V této otázce neexistuje jednoznačná shoda, proto jsme se touto problematikou rozhodli zabývat.

Výsledky objektivizace zkoumaných metodik rehabilitace, se vztahují k ovlivnění přední nestability kolenního kloubu, poukazují na zlepšení posturální kontroly u vybraných měřených testů. Obě techniky pozitivně ovlivnily subjektivní i funkční pocit nestability pacientů, ovšem pozorujeme určitý trend mírného lepšího efektu terapie u stabilní skupiny v porovnání s balanční skupinou. Můžeme tedy poukázat na lepší klinický efekt u terapie vedené v pevné opoře. U výsledků nedošlo ke statisticky významné signifikanci, což můžeme přisoudit malému počtu probandů. Proto uvedený trend nemůžeme zobecnit. Myslíme si, že tato problematika je tématem k dalšímu zkoumání.

Z uvedených závěrů se domníváme, že určitá návratnost do funkčního stavu vzniklé nestability je tedy závislá nikoliv na specifické metodice terapeutické techniky, nýbrž na schopnosti adaptace celého řízení pohybu. Důležitou roli v tomto procesu představuje neuroplasticita. Rehabilitaci můžeme chápat jako možnou volbu pro oslovení neuromuskulárních spojů a vytvoření adaptačních mechanismů v kortikálním řízení pohybu.

## REFEREN NÍ SEZNAM

AGEBERG, E. Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation ô using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2002, vol. 2, no. 3, pp. 205-212. [cit. 2012-11-08]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00022-6](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00022-6).

AHLDE N, M., HOSHINO, Y., SAMUELSSON, K., ARAUJO, ARAUJO, P., MUSAHL, V., KARLSSON, J. 2012. Dynamic knee laxity measurement device. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [online]. 2012, vol. 20, pp. 6216632. [cit. 2013-12-05]. ISSN 0942-2056. DOI 10.1007/s00167-011-1848-7. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/929148015/fulltextPDF/142278C892028237C29/8?accountid=16730>.

ASHWINI, C., NANJIAIAH, CM., SARASWATHI, GS., SHAM SUNDAR, NM. 2013. Morphometrical study of menisci of human knee joint. *International Journal of Current Research and Review* [online]. 2013, vol. 5, no. 8, pp. 118-125. [cit. 2013-12-09]. ISSN nezji-t no. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1366589557/fulltextPDF/1423D088CA155C1023/6?accountid=16730>.

BALTACI, G., KOHL, H. W. 2003. Does proprioceptive training during knee and ankle rehabilitation improve outcome?. *Physical Therapy Reviews* [online]. 2003, vol. 8, no. 1, pp. 5-16. [cit. 2013-19-11]. ISSN nezji-t no. DOI 10.1179/108331903225001363. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=c01a0948-e4e8-471d-8d15-1f440abda920%40sessionmgr14&vid=2&hid=106>.

BARRET, D.S., TREACY, S.H. 1991. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. In HART, R., TĚPÍK, V., 2010. *P ední zk ífiený vaz kolenního kloubu*. Vyd. 1. Praha: Maxdorf, 2010, 224 s. ISBN 978-807-3452-292.

BARTONÍ EK, J., HE T, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s, ISBN 80-7345-017-8.

BECKT, M. 2011. Kniegelenks nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes anhand des Kreuzband-Hamstring-Reflexes. *Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der medizinischen Fakultät der Universität Ulm* [online]. 2011. pp. 107. [cit. 2014-2-03]. Dostupné z: <file:///F:/%C4%8D1%C3%A1nky/Instabilitat%20des%20Kniegelenks.pdf>.

BEHM, DG, LEONARD, AM, YOUNG, WB, BONSEY, WAC, MACKINNON, SN. 2005. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2005, vol. 19, no. 1, pp. 193-201. [cit. 2014-02-07]. ISSN 10648011. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/213090422/EC96DC79261642BFPQ/1?accountid=16730>.

BIZZINI, M. 2000. Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen: mit Fallbeispielen in allen Heilungsstadien. *Georg Thieme Verlag* [online]. 2000, pp. 185. [cit. 2014-12-03]. ISSN 3131266716. Dostupné z: [http://books.google.cz/books?id=F7Fz77-KG10C&pg=PA77&lpg=PA77&dq=Das+neuromuskul%C3%A4re+Defizit+nach+Ruptur+++des+vorderen+Kreuzbandes&source=bl&ots=IN\\_qog7Eeb&sig=Zl2xOHSJwBPCmpFdFIjn6vg9QUw&hl=cs&sa=X&ei=dC0XU\\_byJ4zBtAaziICgDw&ved=0CE4Q6AEwAw#v=onepage&q=Das%20neuromuskul%C3%A4re%20Defizit%20nach%20Ruptur%20%20des%20vorderen%20Kreuzbandes&f=false](http://books.google.cz/books?id=F7Fz77-KG10C&pg=PA77&lpg=PA77&dq=Das+neuromuskul%C3%A4re+Defizit+nach+Ruptur+++des+vorderen+Kreuzbandes&source=bl&ots=IN_qog7Eeb&sig=Zl2xOHSJwBPCmpFdFIjn6vg9QUw&hl=cs&sa=X&ei=dC0XU_byJ4zBtAaziICgDw&ved=0CE4Q6AEwAw#v=onepage&q=Das%20neuromuskul%C3%A4re%20Defizit%20nach%20Ruptur%20%20des%20vorderen%20Kreuzbandes&f=false).

BORBON, C. A., MOUZOPOULOS, G., SIEBOLD, R. 2012. Why perform an ACL Augmentation?. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [online]. 2012. vol. 20. pp. 245-251. [cit. 2013-12-09]. ISSN 09422056. DOI 10.1007/s00167-011-1565. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/916867047/1423DDD60C110EC5DF7/3?accountid=16730>.

BRATTINGER, F., STEGMÜLLER, B., RIESNER, H. J., FRIEMERT, B., PALM, H. G. 2013. Verletzungen des vorderen Kreuzbandes und posturale Kontrolle Korrelation von Kniescores und Klinik mit der computergestützten dynamischen Postur

ographie. *Orthopäde* [online]. 2013, vol. 42, pp. 1006-106. [cit. 2013-09-11]. ISSN 1433-0431. DOI 10.1007/s00132-012-2040-6. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00132-012-2040-6#page-1>.

CRESSEY, EM, WEST, C, TIBERIO, DP, KRAEMER WJ, MARESH, CM. 2007. The effects of ten weeks of lower-body unstable surface training on markers of athletic performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2007, vol. 21, no. 2, pp. 561-567. [cit. 2014-2-07]. ISSN 10648011. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/213049597/73A0A1017A7D49E7PQ/1?accountid=16730>.

ECH, O., SOSNA, A., BARTONÍ EK, J. 1986. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1986, 196 s. ISBN 08-088-86.

IHÁK, R. 2001. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.

DECKER, L. M., MORAITI, C., STERGIU, N., GEORGOULIS, A. D. 2011. New insights into anterior cruciate ligament deficiency and reconstruction through the assessment of knee kinematic variability in terms of nonlinear dynamics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [online]. 2011, vol. 19, pp. 1620-1633. [cit. 2013-19-12]. ISSN 1433-7347. DOI 10.1007/s00167-011-1484-2. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/893245479/1426FFC46C5528036C7/1?accountid=16730>.

DELAHUNT, E., CHAWKE, M., KELLEHER, J., MURPHY, K., PRENDIVILLE, A., SWEENEY, L., PATTERSON, M. 2013. Lower Limb Kinematics and Dynamic Postural Stability in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Female Athletes. *Journal of Athletic Training* [online]. 2013, vol. 48, pp. 172-185. [cit. 2013-12-05]. ISSN nezji-t no. DOI: 10.4085/1062-6050-48.2.05. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1367452837/fulltextPDF/142278C892028237C29/7?accountid=16730>.

DITMAR, R. 1995. *Instability kolenního kloubu*. 2. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1995, 31 s. ISBN 80-706-7523-3.



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

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

EGLOFF, CH., CAMMATHIAS, C., VALDERRABANO, V., PAGENSTER, G. 2011. Knieinstabilität als Ursache für die Entwicklung der Gonarthrose?. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* [online]. 2011, vol. 59, no. 4. pp. 158-160. [cit. 2012-11-08]. ISSN 1022-6699. Dostupné z: [http://www.sgsm.ch/ssms\\_publication/file/430/Knieinstab\\_4-11.pdf](http://www.sgsm.ch/ssms_publication/file/430/Knieinstab_4-11.pdf).

ENOKA, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002, 556 p. ISBN 07-360-0251-0.

FREMERAY, R., FREITAG, N., WIPPERMANN, B., STALP, M. 2006. Sensomotorisches Potenzial vom intakten und traumatisierten vorderen und hinteren Kreuzband-eine tierexperimentelle, neurophysiologische Studie, Sensomotoric Potential of the Healthy and Injured Anterior and Posterior Cruciate Ligaments -A Neurophysiological Study in a Sheep Model. *Orthop Ihre Grenzgeb* [online]. 2006; vol. 144, no. 2, pp. 158-163. [cit. 2013-12-05]. ISSN nezji-t no. DOI: 10.1055/s-2005-836930. Dostupné z: <https://www.thieme-connect.com/ejournals/abstract/10.1055/s-2005-836930>.

GALANO, G. J., SUERO, E. M., CITAK, M., WICKIEWICZ, T., PEARLE, A. D. 2012. Relationship of native tibial plateau anatomy with stability testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [online]. 2012, vol. 20, pp. 222062224. [cit. 2013-12-05]. ISSN 1433-7347. DOI 10.1007/s00167-011-1854-9 Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1113721418/fulltextPDF/1422764DDAD67BF4BCF/4?accountid=16730>.

GALLO, J. 2011. *Ortopedie pro studenty léka ských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.

GANONG, WF. 2005. *P ehled léka ské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-726-2311-7.

GRIFFIN, L. 1995. *Rehabilitation of the injured knee*. St. Louis: Mosby, 1995, 341 p. ISBN 08-016-7556-1.

HART, R., TĚPÍK, V., 2010, *P ední zk ífený vaz kolenního kloubu*. Vyd. 1. Praha: Maxdorf, 2010, 224 s. ISBN 978-807-3452-292.

HENRIKSEN, M., ALKJAER, T., SIMONSEN, EB., BLIDDAL, H. 2009. Experimental muscle pain during a forward lunge ó the effects on knee joint dynamics and electromyographic activity. *Br J Sports Med* [online]. 2009, vol. 43. no. 1, pp. 503-507. [cit. 2014-4-08]. ISSN nezji-t no. DOI 10.1136/bjism.2008.050393. Dostupné z: <http://bjSPORTmed.com/content/43/7/503.full.pdf+html>.

HERRINGTON, L., HATCHER, J., HATCHER, A., MCNICHOLAS, M. 2009. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee* [online]. 2009, vol. 16, no. 2, pp. 149-152. [cit. 2014-3-15]. ISSN 1873-5800. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19131250>.

CHALOUPKA, R. 2001. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Vyd. 1. Brno: Národní centrum o-et ovatelství a neléka ských zdravotnických obor v Brn , 2001, 186 s. ISBN 80-701-3341-4.

JANDA, V., Vávrová, M. 1992. *Senzomotorická stimulace - základní metodiky proprioceptivního cvi ení*. Rehabilitácia. 1992, . 25. ISSN 0375-0922.

KAPANDJI, I, A. 1987. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Eng. ed. of the 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1987, vyd. 2. ISBN 04430361872.

KAPANDJI, I. A., 1985. *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Stuttgart: Enke, 1985. ISBN 34-329-4641-4.

KOBKE, J., KAPANDJII, I. A. 2009. Funktionelle Anatomie der Gelenke, Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. *Georg Thieme Verlag* [online]. 2009, p. 805. [cit. 2012-09-11]. ISBN 9783131422156. Dostupné z:

[http://books.google.cz/books?id=f93k5dS4H3wC&q=Kreuzb%C3%A4nder&hl=cs&source=gsb\\_word\\_cloud\\_r&cad=6#v=snippet&q=Kreuzb%C3%A4nder&f=false](http://books.google.cz/books?id=f93k5dS4H3wC&q=Kreuzb%C3%A4nder&hl=cs&source=gsb_word_cloud_r&cad=6#v=snippet&q=Kreuzb%C3%A4nder&f=false)

KOLÁŘ, P. 2009. *Vyšetření kolenního kloubu*. In KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012, 18 s. ISBN 978-80-260-1645-8.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přeprac. a rozšíř. vyd. Praha: Galén, 2011, 235 s. ISBN 978-807-2626-182.

KROGSGAARD, M. 2007. Rotational instability is the major reason for symptoms after knee ligament injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2007, vol. 17, no. 97, pp. 97-98. [cit. 2012-09-11]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0838.2007.00651.x>.

LIN, H-C., HSU, H-C., CHANG, C-M., CHIOU, P-W., LU, TQ. 2010. Alterations of Kinetic Characteristics in Step Up and Over Test in Patients with Anterior Cruciate Ligament Deficiency. *Sports Sci Med* [online]. 2010, vol. 9, no. 3, pp. 472-479. [cit. 2014-4-08]. ISSN 1303-2968. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3761710>.

LÜBKEN, F., SPENGLER, CH., CLAES, C., MELNYK, M., FRIEMERT B. 2008. Das neuromuskuläre Defizit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes, Aktuelle wissenschaftliche Ergebnisse. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* [online]. 2008, vol. 56, no. 1, pp. 17-22. [cit. 2013-13-11]. ISSN nezji-t no. Dostupné z: [http://www.sgsm.ch/fileadmin/user\\_upload/Zeitschrift/56-2008-1/LCA\\_Spomed\\_1\\_2008-6\\_L%C3%BCbken.pdf](http://www.sgsm.ch/fileadmin/user_upload/Zeitschrift/56-2008-1/LCA_Spomed_1_2008-6_L%C3%BCbken.pdf).

LYSHOLM, J., TEGNER, Y. 2007. Knee injury rating scales. *Acta Orthopaedica* [online]. 2007, vol. 78, no. 4, pp. 4456453. [cit. 2013-13-11]. ISSN 17453674. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=99794f45-2a29-4eee-8970-cdee7a01e2fa%40sessionmgr12&vid=2&hid=105>.

MATTACOLA, CG., JACOBS, CA., RUND, MA., JOHNSON, DL. 2004. Functional Assessment Using the Step-Up-and-Over Test and Forward Lunge

Following ACL Reconstruction. *ORTHOPEDICS* [online]. 2004, vol. 27, no. 6, pp. 602-608. [cit. 2014-4-08]. ISSN 0147-7447. Dostupné z: [http://www.mc.uky.edu/athletic\\_training/publications%20folder/mattacola.jacobs.FINALPDF.pdf](http://www.mc.uky.edu/athletic_training/publications%20folder/mattacola.jacobs.FINALPDF.pdf).

MAYER, M., SMÉKAL, D. 2004. Mkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékaství*, . 3, 2004, ss. 111-117. ISSN 1211-2658.

MICHEO, W., BAERGA, L., MIRANDA, G. 2012. Basic Principles Regarding Strength, Flexibility, and Stability Exercises. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 4, no. 11, pp. 805-811. [cit. 2014-04-05]. ISSN 1934-1563. DOI 10.1016/j.pmrj.2012.09.583. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1934148212010507>.

MICHEO, W., HERNÁNDEZ, L., SEDA, C. 2010. Evaluation, Management, Rehabilitation, and Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury: Current Concepts. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2010, vol. 2, no. 10, pp. 935-944. [cit. 2014-04-05]. ISSN 1934-1482. DOI 10.1016/j.pmrj.2010.06.014. Dostupné z: [http://ac.elsevier.com/S1934148210005150/1-s2.0-S1934148210005150-main.pdf?\\_tid=bfa42ac4-b9d6-11e3-8acb-00000aab0f6c&acdnat=1396381954\\_f2b98d8e0d3428bec9b6ceccf71e0315](http://ac.elsevier.com/S1934148210005150/1-s2.0-S1934148210005150-main.pdf?_tid=bfa42ac4-b9d6-11e3-8acb-00000aab0f6c&acdnat=1396381954_f2b98d8e0d3428bec9b6ceccf71e0315).

MOHAPATRA, S., KUKKAR, KK., ARUIN, AS. 2014. Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2014, vol. 24, no. 1, pp. 144-152. [cit. 2014-4-01]. ISSN 1873-5711. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24268589>.

NEŠAS, A. 2011. *Novinky v léčbě ruptury předního křížového vazy a poranění menisku*. Vyd. 1. Brno: Nena VET, 2011, 80 s. ISBN 978-80-904866-0-7.

NEDBAL, A. 2011. Frauenfußball ó frauentypische Verletzungen physiopraxis. *Physiopraxis* [online]. 2011, vol. 9, no. 6, pp. 42-44. [cit. 2013-18-11]. ISSN

nezji-t no. Dostupné z: <https://www.thieme.de/de/presse/fzm-frauenfussball-27246.htm>.

NEUROCOM<sup>®</sup> a division of Natus<sup>®</sup> [online]. [cit. 2014-02-02] Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/default.aspx>.

NYBERG, LA., HELLÉNIUS, M-L., KOWALSK, J., WANDELL, P., ANDERSSON, P., SUNDBERG, CJ. 2011. Repeatability and validity of a standardised maximal step-up test for leg function-a diagnostic accuracy study. *Nyberg et al. BMC Musculoskeletal Disorders Med* [online]. 2011, vol. 12, no. 191, pp. 1-8. [cit. 2014-4-08]. ISSN 1471-2474. DOI 10.1186/1471-2474-12-191. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2474-12-191.pdf>.

OTSUBO, H., SHINO, K., SUZUKI, D., KAMIYA, T., SUZUKI, T., WATANABE, K., FUJIMIYA, M., IWAHASHI, T., YAMASHITA, T. 2011. The arrangement and the attachment areas of three ACL bundles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [online]. 2011, vol. 20, no 1, pp. 127-134. [cit. 2014-3-05]. ISSN 1433-7347. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+arrangement+and+the+attachment+areas+of+three+ACL+bundles>.

PAGE, P., FRANK, C. C, LARDNER, R. 2010. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010, 297 p. ISBN 07-360-7400-7.

PAVL , D. 2003. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody 1: koncepty a metody spoívající p eváfn na neurofyziologické bázi*. 2. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003, s. 239 ISBN 80-720-4312-9.

PAVL , D., NOVOSÁDOVÁ K. 2001. *P ísp vek k objektivizaci ú inku ō Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové ō se z etelem k tzv.evidence-based practice*. *Rehabilitace a fyzikální léka ství*, ro . 8, . 4, 2001, ss. 178-181. ISSN 1211-2658.

PICKERILL, ML., HARTEK, RA. 2011. Validity and Reliability of Limits-of-Stability Testing: A Comparison of 2 Postural Stability Evaluation Devices. *Journal of Athletic Training* [online]. 2011, vol. 46, no. 6 pp. 600-606. [cit. 2014-4-07].

ISSN 1938-162X.

Dostupné

z:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3418936/pdf/i1062-6050-46-6-600.pdf>.

POLLET, V., BARRATD., MEIRHAEGHEE., VAES P., HANDELBERG F. 2005. The role of the Rolimeter in quantifying knee instability compared to the functional outcome of ACL-reconstructed versus conservatively-treated knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [online]. 2005, vol. 13, no. 1, pp. 12-18. [cit. 2012-09-11]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00167-004-0497-5>.

REVENĂS, Ă., OHANSSON, A., LEPPERT, J. 2009. Randomized study of two physiotherapeutic approaches after knee ligament reconstruction. *Advances in Physiotherapy* [online]. 2009, vol. 11, no. 1, pp. 30-41. [cit. 2013-02-04]. ISSN 1403-8196. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/14038190801999497>.

RISBERG, MA., MORK, M., JENSSEN, HK., HOLM, I. 2001. Design and Implementation of a Neuromuscular Training Program Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, vol. 31, no. 11, pp. 620-631. [cit. 2014-4-07]. ISSN nezji-t no. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2001.31.11.620>.

RISBERGA, MA., LEWEKB, M., SNYDER-MACKLERD, L. 2004. A systematic review of evidence for anterior cruciate ligament rehabilitation: how much and what type?. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2004, vol. 5, no 3, pp. 125-145. [cit. 2013-03-11]. ISSN 1466-853X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X0400029X>.

RUDOLPH, KS., SNYDER-MACKLER, L. 2004. Effect of dynamic stability on a step task in ACL deficient individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2004, vol. 14, no. 5, pp. 565-575. [cit. 2014-04-7]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641104000252>.

RUIZ, R., RICHARSON, MT. 2005. Functional Balance Training Using a Domed Device. *Strength and Conditioning Journal* [online]. 2005, vol. 27, no. 1,

pp. 50-55. [cit. 2014-2-07]. ISSN 15241602. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/212536220/fulltextPDF/F10D2AA13FF6453DPQ/1?accountid=16730>.

SEELEY, MK., PARK, J., KING, D., HOPKINS, JT. 2013. A Novel Experimental Knee-Pain Model Affects Perceived Pain and Movement Biomechanics. *Journal of Athletic Training* [online]. 2013, vol. 48, no. 3, pp. 337-345. [cit. 2013-12-09]. ISSN nezji-t no. DOI 10.4085/1062-6050-48.2.02. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1369310744/fulltextPDF/1423E1F23B168F54D47/9?accountid=16730>.

STROBEL, M., STEDTFELD, H-W. 1990. *Diagnostic evaluation of the knee*. New York: Springer-Verlag, 1990, 356 p. ISBN 03-875-0710-8.

SUBASI, SS., GELECEK, N., AKSAKOGLU, G. 2008. Effects of Different Warm-Up Periods on Knee Proprioception and Balance in Healthy Young Individuals. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2008, vol. 17, no. 1 pp. 186-205. [cit. 2014-2-03]. ISSN 1056-6716. Dostupné z: [http://www.researchgate.net/publication/5334988\\_Effects\\_of\\_different\\_warm-up\\_periods\\_on\\_knee\\_proprioception\\_and\\_balance\\_in\\_healthy\\_young\\_individuals](http://www.researchgate.net/publication/5334988_Effects_of_different_warm-up_periods_on_knee_proprioception_and_balance_in_healthy_young_individuals).

SWAMY, MSM., HOLI, MS. 2012. Knee Joint Articular Cartilage Segmentation, Visualization and Quantification using Image Processing Techniques: A Review. *International Journal of Computer Applications* [online]. 2012, vol. 42, no. 19, pp. 36-43. [cit. 2013-12-09]. ISSN 09758887. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1008884247/1423CE01C7335987E14/19?accountid=16730>.

TEGNER, Y., LYSHOLM, J. 1985. Rating Systems in the Evaluation of Knee Ligament Injuries. *Sports and Trauma Research Group, Department of Orthopaedic Surgery, University Hospital, Sweden* [online]. 1985, vol. 198, pp. 43-49. [cit. 2013-19-12]. ISSN nezji-t no. Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.10.0b/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=LMJFPPBEINDDNECONCNKLFMC EOLHAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3fMain%2bSearch%2bPage%3d1%26S%3dL MJFPPBEINDDNECONCNKLFMC EOLHAA00&directlink=http%3a%2f%2fgraphi>

cs.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2fFPDDNCMCLFCOIN00%2ffs046%2fovft%2flive%2fgv025%2f00003086%2f00003086-198509000-.

TENGER LYSHOLM KNEE SCORING SCALE. [online]. Dostupné z: [http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/tegnor\\_lysholm\\_knee.html](http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/tegnor_lysholm_knee.html).

THOMEÉ, P., WÄHRBORG P., BÖRJESSON MR., THOMEÉ B., ERIKSSON I., KARLSSON J. 2010. A randomized, controlled study of a rehabilitation model to improve knee-function self-efficacy with ACL injury. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2010, vol. 19, no 2, pp. 200-213. [cit. 2013-02-01]. ISSN 10566716. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=38eea998-6c27-4e1f-8edf-77b2e7c2e195%40sessionmgr115&vid=2&hid=116>.

TILLEY, S., THOMAS, N. 2010. What knee scoring system?. *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery* [online]. 2010, vol 1, no 1, pp. 1-4. [cit. 2013-13-11]. ISSN nezji-t no. Dostupné z: [http://www.boneandjoint.org.uk/sites/default/files/FocusOn\\_sept10\\_02.pdf](http://www.boneandjoint.org.uk/sites/default/files/FocusOn_sept10_02.pdf).

TRNAVSKÝ, K., RYBKA V. 2006. *Syndrom bolestivého kolena*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006, 225 s. ISBN 80-726-2391-5.

TROJAN, S. 2003. *Léka ská fyziologie*. 4. vyd. p epr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.

TRULSSON, A., GARWICZ M., AGEBERG, E. 2010. Postural orientation in subjects with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [online]. 2010, vol. 18, no. 6, pp. 814-823. [cit. 2012-11-09]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00167-009-0959-x>.

TSANG, WN., HUI-CHAN, CHWY. 2004. Effects of Exercise on Joint Sense and Balance in Elderly Men: Tai Chi versus Golf. *Med. Sci. Sports Exerc* [online]. 2004, vol. 36, no. 4 pp. 658-667. [cit. 2014-2-07]. ISSN: 0195-9131. Dostupné z: <http://www.biokinetics.org.za/basamembers/wp-content/uploads/sites/3/2013/10/Effects-of-exercise-on-joint-sense-and-balance.pdf>.



VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: p ehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

WILK, KE., MACRINA, LC., CAIN, EL., DUGAS, JR., ANDREWS JR. 2012. Recent Advances in the Rehabilitation of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Journal of Orthopaedic and sports physical therapy* [online]. 2012, vol. 42, no 3, pp. 153-171. [cit. 2012-11-09]. ISSN nezji-t no. DOI 10.2519/jospt.2012.3741. Dostupné z: [http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2012.3741?url\\_ver=Z39.88-2003&rfr\\_id=ori:rid:crossref.org&rfr\\_dat=cr\\_pub%3dpubmed#.UmVxAXC8CK4](http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2012.3741?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed#.UmVxAXC8CK4).

WILLARDSON, JM., FONTANA, FE., BRESSEL, E. 2009. Effect of Surface Stability on Core Muscle Activity for Dynamic Resistance Exercises. *International Journal of Sports Physiology and Performance* [online]. 2009, vol. 4, no1, pp. 97-109. [cit. 2013-03-11]. ISSN 15550265. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/eds/detail?sid=99342990-f350-43b5-aa8b-4b839a3dfb92%40sessionmgr112&vid=1&hid=116&bdata=Jmxhbm9Y3Mmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#db=s3h&AN=37294775>.

YAN, J., SASAKI, W., HITOMI, J. 2010. Anatomical study of the lateral collateral ligament and its circumference structures in the human knee joint. *Surgical and Radiologic Anatomy* [online]. 2010, vol. 32, no. 2, pp. 99-106. [cit. 2013-12-05]. ISSN 09301038. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/208664413/1422764DDAD67BF4BCF/11?accountid=16730>.

ZAZULAK, BT., HEWETT, TE., REEVES, NP., GOLDBERG, B., CHOLWICKI, J. 2007. Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk A Prospective Biomechanical-Epidemiologic Study. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, vol. 35, no. 7 pp. 1123-1130. [cit. 2014-12-03]. ISSN nezji-t no. DOI: 10.1177/0363546507301585. Dostupné z: [https://www.allplayers.com/sites/default/files/file-upload/835718/deficits\\_in\\_neuromuscular\\_control\\_of\\_the\\_trunk\\_predict\\_knee\\_injury\\_risk.pdf](https://www.allplayers.com/sites/default/files/file-upload/835718/deficits_in_neuromuscular_control_of_the_trunk_predict_knee_injury_risk.pdf).

## SEZNAM ZKRATEK

aROM	aktivní rozsah pohybu
atd.	a tak dále
cca	cirka
CKC	uzavřený kinematický et zec
cm	centimetr
CNS	centrální nervový systém
COG	center of gravity
COP	center of pressure
DCL	directional control
DK	dolní kon etina
DKK	dolní kon etiny
et al.	a dal-í
FI	force impuls
FNOL	fakultní nemocnice Olomouc
H <sub>0</sub>	nulová hypotéza
HAM	hamstringy
HKK	horní kon etiny
II	impact index
KOK	kolenní kloub
L	latency
LCA	p ední zk ífiený vaz
LCL	vn j-í postranní vaz
LCM	vnit ní postranní vaz
LCP	zadní zk ífiený vaz
LDK	levá dolní kon etina
LKSS	Lysholm Knee Scoring Scale

LOS	limits of stability
LUI	lift-up index
m.	musculus
MCT	motor control test
min.	minimáln
mm	milimetry
mm.	musculi
MXE	maximal excursion
nap .	nap íklad
µm	mikrometry
obr.	obrázek
OKC	otev ený kinematický et zec
p	hladina statistické významnosti
P	pravá
PN	p ední nestabilita
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
pROM	pasivní rozsah pohybu
QF	quadriceps femoris
RHB	rehabilitace
ROM	rozsah pohybu
RT	reak ní as
s	sekunda
SMODCH	sm rodatná odchylka
str.	strana
SUO	step up/over
tzv.	tak zvaný
WBS	weight bearing squat
°	stupe

## SEZNAM OBRÁZK

<b>Obrázek 1:</b> znázorňuje diagram křivky svazky LCA v závislosti na poloze kolenního kloubu.....	17
<b>Obrázek 2:</b> Schéma základního neuromuskulárního regulačního obvodu .....	27

## SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka 1:</b> Typy mechanoreceptor	25
<b>Tabulka 2:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při translaci směrem dopředu	48
<b>Tabulka 3:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při translaci směrem dozadu	49
<b>Tabulka 4:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření u parametru Reaction Time	51
<b>Tabulka 5:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření u parametru Directional Control	53
<b>Tabulka 6:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření u parametru Maximal Excursion	54
<b>Tabulka 7:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při vzpřímeném postoji	56
<b>Tabulka 8:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při 30° flexi v kolenních kloubech	58
<b>Tabulka 9:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při Impact Indexu	60
<b>Tabulka 10:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření u parametru Force Impulse	62
<b>Tabulka 11:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při Lift-Up Indexu	64
<b>Tabulka 12:</b> Popisné charakteristiky diferencí rozdílů 1. a 2. měření při Impact Indexu	65
<b>Tabulka 13:</b> Popisné charakteristiky bodů u Lysholm Knee Scoring Scale	68
<b>Tabulka 14:</b> Popisné charakteristiky (rozdíl 1. a 2. vyplnění) u Lysholm Knee Scoring Scale	69

## SEZNAM GRAF

<b>Graf 1:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot latence při posunu plošiny směrem dopředu .....	48
<b>Graf 2:</b> Efekt terapie MCT při posunu plošiny směrem dopředu .....	49
<b>Graf 3:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot latence při posunu plošiny směrem dozadu.....	50
<b>Graf 4:</b> Efekt terapie MCT při posunu plošiny směrem dozadu .....	50
<b>Graf 5:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot reakčního času při limitech stability ..	52
<b>Graf 6:</b> Efekt terapie u testu LOS v parametru Reaction Time .....	52
<b>Graf 7:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot Directional Control při limitech stability .....	53
<b>Graf 8:</b> Efekt terapie u testu LOS v parametru Directionla Control .....	54
<b>Graf 9:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot Maximal Excursion při limitech stability .....	55
<b>Graf 10:</b> Efekt terapie u testu LOS v parametru Maximal Excursion .....	55
<b>Graf 11:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot při vzpřímeném postoji .....	57
<b>Graf 12:</b> Efekt terapie WBS při vzpřímeném postoji .....	57
<b>Graf 13:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot při 30° flexi v kolenních kloubech .....	58
<b>Graf 14:</b> Efekt terapie WBS při 30° flexi v kolenních kloubech .....	59
<b>Graf 15:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot při Impact Indexu.....	61
<b>Graf 16:</b> Efekt terapie u testu Ilu parametru Impact Index.....	61
<b>Graf 17:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot u parametru Force Impulse.....	62
<b>Graf 18:</b> Efekt terapie u testu FL v parametru Force Impulse .....	63
<b>Graf 19:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot u parametru Lift-Up Indexu .....	64
<b>Graf 20:</b> Efekt terapie u testu SUO v parametru LUI.....	65
<b>Graf 21:</b> Grafické znázornění naměřených hodnot u Impact Indexu .....	66
<b>Graf 22:</b> Efekt terapie u testu SUO v parametru Impact Indexu .....	66
<b>Graf 23:</b> Grafické znázornění získaných hodnot Lysholm Knee Scoring Scale.....	69
<b>Graf 24:</b> Efekt terapie v hodnotách Lysholm Knee Scoring Scale .....	70

## SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1:</b> Informovaný souhlas .....	104
<b>Příloha 2:</b> Kineziologický rozbor 1 .....	106
<b>Příloha 3:</b> Kineziologický rozbor 2 .....	108
<b>Příloha 4:</b> Dotazník Lysholm Knee Scoring Scale .....	110
<b>Příloha 5:</b> Prvky cvičení využívající pevnou oporu .....	112
<b>Příloha 6:</b> Prvky cvičení využívající balanční plochy .....	122
<b>Příloha 7:</b> Zhodnocení kineziologického rozboru stabilní skupiny 1 .....	127
<b>Příloha 8:</b> Zhodnocení kineziologického rozboru stabilní skupiny 2 .....	128
<b>Příloha 9:</b> Zhodnocení kineziologického rozboru balanční skupiny 1 .....	129
<b>Příloha 10:</b> Zhodnocení kineziologického rozboru balanční skupiny 2 .....	130

# P ÍLOHY

## P íloha 1: Informovaný souhlas



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

**Etická komise**

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

---

### **Informovaný souhlas**

pro výzkumný projekt: Diplomová práce: Balan ní plochy a pevná opora v pohybové rehabilitaci p ední nestability kolenního kloubu.

období realizace: b ezen 2013 ó duben 2014

e-ítelé projektu: MUDr. Petr Kolá , Bc. Kate ina Razimová

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se fládostí o spolupráci na výzkumném projektu, jeho cílem je zhodnocení posturální kontroly p ed zahájením a po prob hlé rehabilitaci p ední nestability kolenního kloubu pomocí p ístroje Posturograf v Kineziologické laborato i Fakultní nemocnice Olomouc. Tento p ístroj obsahuje silovou plo-inu s kabinou pro hodnocení r zných podmínek stoje a chodník se silovouplo-inou pro hodnocení volních funk ních pohyb v prostoru. Z ú asti na projektu pro Vás nevyplývají fládná známá zdravotní rizika. B hem m ení na p ístroji budete pod neustálým dohledem a v p ípad jakéhokoliv problému bude experiment okamžit zastaven. V pr b hu m ení m fete kdykoliv vyjád it nesouhlas s jeho pr b hem a m ení bude ukon eno. Pokud s ú astí na projektu souhlasíte, p ípojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s nífle uvedeným prohlá-ením.



## Prohlášení

Prohláším, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Ředitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Mám možnost vše si přečíst, v klidu a v dostatečně poskytnutém časovém záznamu, mám možnost se ředitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné věci. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý ředitelka projektu.

Jméno, příjmení a podpis ředitele projektu: \_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

## Příloha 2: Kineziologický rozbor 1

### Vyšetření a kineziologický rozbor v rámci diplomové práce

Jméno a příjmení vyšetřovaného ..... Datum .....

Pohlaví ..... Věk ..... Tělesná výška ..... Váha .....

Přední nestabilita kolenního kloubu:                      LKOK                      PKOK

---

#### ANAMNÉZA:

NO:

OA:

PA:

SA:

#### BOLEST v oblasti kolenního kloubu:

v klidu / při chůzi po rovině / při chůzi v terénu / při chůzi po schodech / po těžké námaze

---

#### VYŠETŘENÍ KLOUBNÍ STABILITY

Lachman

Přední zásuvkový test

Pivot shift test

---

#### ROZSAHY KLOUBNÍCH POHYBŮ

Kolenní kloub

		LDK	PDK
<b>pROM</b>	flexe KOK		
	extenze KOK		
<b>aROM</b>	flexe KOK		
	extenze KOK		

**SVALOVÝ TEST DLE JANDY**

Testované SVALY	LDK	PDK
m. quadriceps femoris		
hamstringy		
m. triceps surae		

**ANTROPOMETRIE**

	LDK	PDK
<b>Délka končetin (cm)</b> funkční (SIAS – mall.med.)		
anatomická (troch.–mall.lat.)		
<b>Obvody (cm)</b>		
stehno 10 cm		
nad kolenem (nad patelou)		
přes patelu		
přes tuberositas tibiae		
lýtka		
přes kotníky		

Subjektivní hodnocení pacienta po proběhlé terapii:

Poznámky:

## Příloha 3: Kineziologický rozbor 2

### Vyšetření a kineziologický rozbor v rámci diplomové práce

Jméno a příjmení vyšetřovaného ..... Datum .....

Pohlaví ..... Věk ..... Tělesná výška ..... Váha .....

Přední nestabilita kolenního kloubu: LKOK PKOK

### 2. MĚŘENÍ

**BOLEST v oblasti kolenního kloubu:**

v klidu / při chůzi po rovině / při chůzi v terénu / při chůzi po schodech / po těžké námaze

#### **VYŠETŘENÍ KLOUBNÍ STABILITY**

Lachman

Přední zásuvkový test

Pivot shift test

#### **ROZSAHY KLOUBNÍCH POHYBŮ**

Kolenní kloub

		LDK	PDK
<b>pROM</b>	flexe KOK		
	extenze KOK		
<b>aROM</b>	flexe KOK		
	extenze KOK		

**SVALOVÝ TEST DLE JANDY**

Testované SVALY	LDK	PDK
m. quadriceps femoris		
hamstringy		
m. triceps surae		

**ANTROPOMETRIE**

	LDK	PDK
<b>Délka končetin (cm)</b> funkční (SIAS – mall. med.)		
anatomická (troch– mall.lat.)		
<b>Obvody (cm)</b>		
stehno 10 cm		
nad kolenem (nad patelou)		
přes patelu		
přes tuberositas tibiae		
lýtka		
přes kotníky		

Subjektivní hodnocení pacienta po proběhlé terapii:

Poznámky:

## Příloha 4 Dotazník Lysholm Knee Scoring Scale

### Tegner Lysholm Knee Scoring Scale - bodovací stupnice

Jméno vyšetřovaného ..... Datum .....

Tento dotazník byl navržen tak, aby poskytl informace o tom, jak Vás ovlivní postižení kolene v běžných denních aktivitách v každodenním životě.

Odpovězte, prosím, na každou otázku **vybarvením bílého pole**, které nejlépe vystihuje Váš stav **DNES**

#### Oddíl 1 - Kulhání

- Žádné
- Mírné nebo periodické
- Těžké a konstantní

#### Oddíl 2 – Podpora – kompenzační pomůcky/Dopomoc

- Žádná
- Držení se, opora o berle
- Nemožná zátěž na končetinu

#### Oddíl 3 - Bolest

- Žádná
- Nestálá a mírná při těžké zátěži
- Výrazná při těžké zátěži
- Výrazná během nebo po chůzi - více než 2 km
- Výrazná během nebo po chůzi - méně než 2 km
- Konstantní/Stálá

#### Oddíl 4 – Nestabilita/ Podklesávání kolene

- Nevyskytuje se
- Vzácně při atletice nebo jiné závažné námaze
- Často v těžké námaze
- Občas při každodenních činnostech
- Často při každodenních činnostech
- Každý krok

#### Oddíl 5 – Uzamčení kolene/Propnutí kolene při pohybu

- Žádné uzamykání a žádný pocit proměnlivosti
- Pocit proměnlivosti, ale žádné uzamykání
- Příležitostné uzamčení kolene
- Časté uzamčení
- Stálé uzamčení kloubu

**6 - Otoky**

- Žádné
- Po těžké námaze
- Po běžné námaze
- Konstantní/ Stálý

**Oddíl 7 – Chůze do schodů**

- Žádný problém
- Mírně snížena
- Chůze po jednom schodu
- Nemožná

**8 – Dřep**

- Žádný problém
- Mírně snížená schopnost dřepu
- Není více než 90 °
- Nemožný

Grading the Tegner Lysholm Knee Scoring Scale

**Maximum 100 bodů**

**Dosaženo .....**

**Vyhodnocení stavu**

**<65** Nepříznivý      **65-83** Přiměřený      **84-90** Dobrý      **>90** Vynikající

## **Příloha 5: Prvky cvičení vyvíjející pevnou oporu**

Cvičení bez využití balančních ploch, zaměřené pouze na cviky v pevné opoře

Baterie cviků zaměřená na posílení dolních končetin, zlepšení koordinace pohybů a celkové posturální stability jedince.

### **Cvik 1**

Výchozí pozice:

- lež na zádech, chodidla na šířku boků
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

Aktivita:

- přitažení špiček, krčení jedné DK
- sunutí paty směrem k pánvi se současným tlakem do podložky
- v krajní poloze setrvat a pokrčenou nohu opět natahovat do úplného propnutí v KOK



### **Cvik 2**

Výchozí pozice:

- lež na zádech, chodidla na šířku boků
- jedna dolní končetina pokrčená v KOK, druhá volně natažená
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

Aktivita:

- přitažení špičky natažené DK
- sunutí paty směrem k pánvi se současným tlakem do podložky



- v krajní poloze setrvat a pokrčenou nohu opět natahovat do úplného pronutí, opět s tlakem směrem do podložky



### Cvik 3

#### Výchozí pozice:

- lež na zádech, chodidla na šířku boků
- pokrčené obě DKK v kolenních kloubech
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

#### Aktivita:

- tlak chodidel směrem do podložky
- zvednutí pánve
- kolena si udržují výchozí pozici
- důraz na zapojení břišní muskulatury a stabilizátorů pánve
- náročnost cviku zvýšíme delší výdrží ve správné pozici



#### **Cvik 4**

##### Výchozí pozice:

- lež na zádech, chodidla na šířku boků
- pokrčené obě DKK v kolenních kloubech
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

##### Aktivita:

- tlak chodidel směrem do podložky
- přitažení pokrčené DK směrem k trupu
- kolena si udržují výchozí pozici
- důraz na zapojení břišní muskulatury a stabilizátorů pánve
- náročnost cviku zvýšíme delší výdrží ve správné pozici



#### **Cvik 5**

##### Výchozí pozice:

- lež na zádech, chodidla na šířku boků
- pokrčené obě DKK v kolenních kloubech
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

##### Aktivita:

- tlak chodidel směrem do podložky
- zvednutí pánve
- přitažení pokrčené DK směrem k trupu

- kolena si udržují výchozí pozici
- důraz na zapojení břišní muskulatury a stabilizátorů pánve
- náročnost cviku zvýšíme delší výdrží ve správné pozici



#### **Cvik 6**

##### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na šířku pánve, špičky směřují dopředu
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

##### Aktivita:

- náklon dopředu celým tělem pohybem v hlezenních kloubech, lehká výdrž
- náklon dozadu, lehká výdrž



### **Cvik 7**

#### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na šířku pánve, špičky směřují dopředu
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

#### Aktivita:

- kolena v mírném podřepu (asi 30°)
- symetrické zatížení chodidel
- výdrž v podřepu
- HKK nataženy před tělem



### **Cvik 8**

#### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na větší vzdálenost, než je šířka pánve, špičky směřují zevně
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

#### Aktivita:

- kolena v mírném podřepu (asi 30°), ve směru písmene V
- symetrické zatížení chodidel
- výdrž v podřepu
- HKK spojeny na zátylku



### **Cvik 9**

#### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na větší vzdálenost, než je šířka pánve, špičky směřují zevně
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

#### Aktivita:

- výpad DK diagonálně dopředu, ve směru písmene V
- pokrčené výpadové koleno, přes koleno vidět prsty chodidla
- zatížení výpadové DK
- HKK spojeny na zátylku



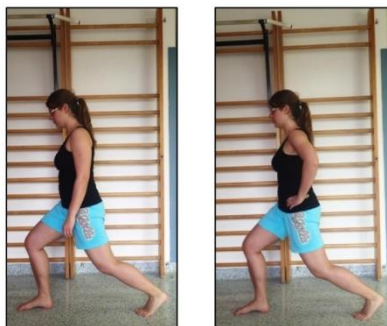
### **Cvik 10**

#### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na šířku pánve, špičky směřují dopředu
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

#### Aktivita:

- výpad DK dopředu
- pokrčené výpadové koleno, přes koleno vidět prsty chodidla
- zatížení výpadové DK
- HKK volně podél těla / pokrčeny v bok



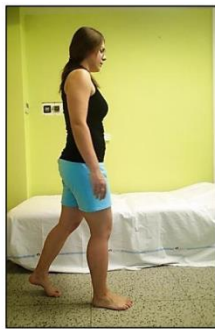
## Cvik 11

### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na šířku pánve, špičky směřují dopředu
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

### Aktivita:

- chůze dopředu
- důraz na odvíjení chodidla od podložku (pata, zevní hrana chodidla, přednoží, odraz od palce, přitažení špičky)



## Cvik 12

### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na šířku pánve, špičky směřují dopředu
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

### Aktivita:

- výstup na schod a poté sestup ze schodu (20cm)
- důraz na koordinaci a plynulost pohybu
- HKK volně podél těla/uloženy v bok





### **Cvik 13**

#### Výchozí pozice:

- stoj, chodidla uložena na šířku pánve, špičky směřují dopředu
- kolena mírně pokrčena
- pánev, trup, ramena a hlava v jedné linii, HKK volně podél těla

#### Aktivita:

- výpad DK na schod (20cm)
- zatížení výpadové DK
- zadní DK mírně pokrčená
- HKK volně podél těla
- náročnost cviku zvýšena plnou flexí HKK



## Příloha 6: Prvky cvičení vyvolávající balanční plochy

### Balanční cvičení

Zahájení terapie využívající balanční plochy dle Senzomotorické stimulace spočívá v návčiku tzv. malé nohy.

### MALÁ NOHA

Cvičení zaměřené na zvýšení aferentace nohy vlivem aktivizace proprioreceptorů z krátkých plantárních svalů.



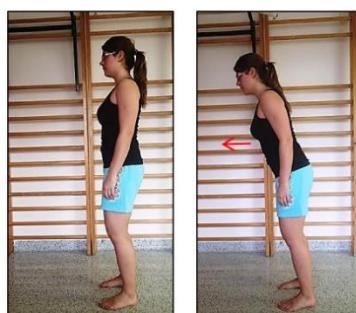
#### Aktivita:

- přitažení paty a přednoží k sobě (formace podélné klenby)
- přitažení hlaviček MTT k sobě (formace příčné klenby)
- hlavička 1. a 5. MTT na podložce, prsty volně na podložce

S návčikem se začíná vsedě, kdy je noha v odlehčeném postavení. Terapeut pasivně namodeluje oběma rukama určený tvar nohy, který se několikrát opakuje, pacient se snaží pohyb a jeho průběh vnímat a aktivně provést, nejprve za pomoci terapeuta. Cvičení končí, pokud pacient tuto aktivitu zvládne aktivně sám vsedě, poté přechází do stoje.

### POSTURÁLNÍ KOREKCE VE STOJI

**Korigovaný stoj** – aktivita, kterou pacient využije ve všech navazujících cvičeních. Tento typ stoje se využívá pro lepší vnímání kontaktu s chodidla s podložkou, dále pro zvýšení aktivity svalů v oblasti chodidla a pro uvědomění si těla v prostoru.



#### Aktivita:

- Pacient stojí, chodidla na rozprostřena dle šíře kyčelních kloubů, prsty vpřed. Pánev, trup a hlava v jedné linii. Začíná se naklánět celým tělem dopředu pohybem v hlezenních kloubech, váha těla na přednoží. Paty neustále na podložce.

- Stejná výchozí pozice. Pacient přidá lehkou flexi v KOK asi 10°, dále zevní rotaci v kyčelních kloubech a opět nakloní tělo vpřed.
- Náročnost se stupňuje, kdy pacient udělá na výchozím postavení stoje malou nohu na obou dolních končetinách. Opět tělo lehce nakloní vpřed pro lepší rozložení váhy. Nohy zatlačí do podložky, tělo protáhne v podélné ose páteře. Hlava je napříměna, ramena rozložená do šířky a uvolněna, břišní stěna oploštěna a páteř fyziologicky zakřivena.

#### **Korigovaný stoj na jedné dolní končetině**



#### Aktivita

- Výchozí postavení korigovaného stoje.
- Pacient odlehčí jednu dolní končetinu a snaží se korigovaný stoj udržet na jedné dolní končetině.
- Pro zvýšení náročnosti můžeme využít postrky nebo tlak v oblasti pánve a ramenních kloubů.

#### **BALANČNÍ PLOCHY**

Zařazení labilních ploch do terapie je zvoleno pokud pacient zvládá uvedené cvičení na pevné podložce. Využívají se různé pomůcky: kulové, válcové úseče, různé druhy twisterů, pěnové podložky a další labilní terény.

Nejprve nacvičujeme udržení rovnováhy na válcové úseči, umožňující nácvik stability těla ve třech směrech.



#### Válcová úseč

Pokud proband zvládá udržení korigovaného stoje přidáváme pohyby:

- horních končetin
- přenášení váhy těla do stry a do podřepu
- mírný podřepy

Obtížnější je cvičení na kulové úseči, která dovoluje pohyb těla do všech směrů.

#### Kulová úseč, čočka, twister, pěnové podložky



- neustále využíváme předešlých cviků
- prodlužujeme výdrž na labilní ploše
- můžeme přidat stoj na jedné noze
- házení různých předmětů



### Výpady na balanční podložku

- nejprve na pěnovou podložku
- poté na válcovou úseč
- nejtěžší aktivita je výpad na kulovou úseč
- náročnost provedení zvětšíme pohybem horních končetin
- po celou dobu cvičení může terapeut využívat tlaky a postrky do ramen a pánve pacienta, vyvoláme tak rychlé reflexní reakce, které jsou řízeny automaticky



### Přecházení labilní plochy.

- opět využíváme různých labilních ploch
- neustále udržujeme výchozí postavení korigovaného stoje
- vyžadujeme plynulost pohybu



Nácvik **chůze** na úsečích a labilních plochách.

- labilní terén, velice náročné cvičení, které zvyšuje nároky na celý regulační systém
- labilní plochy rozmístěny na vzdálenost půlkroku
- vyžadujeme pomalý a plynulý pohyb
- náročnost zvětšuje držení (házení) předmětů



Pokud pacient zvládá a jeho klinický stav to dovoluje, můžeme využít i poskoky. Nejprve na pevné podložce poté například na pěnové podložce.

### **Výskok**

korigovaný stoj, zapažení a lehký výskok



## Příloha 7: Zhodnocení kineziologického rozboru stabilní skupiny 1

V přehledu jsou zaznamenány vyšetřované testy a rozsahy hybnosti u jednotlivých probandů během vstupního a výstupního kineziologického vyšetření.

Stabilní: **PŘED** terapií

Pacient	Pohlaví	PN	Lachman	Přední zásuvka	Pivot schieft test	pROM KOK	aROM KOK
1.	žena	L	+	+	+	S: 0-0-130	S: 0-0-120
2.	žena	P	-	+	-	S: 0-0-125	S: 0-0-115
3.	žena	P	+	+	+	S: 0-0-130	S: 0-0-125
4.	muž	L	-	+	+	S: 0-0-120	S: 0-0-120
5.	žena	L	+	+	+	S: 0-0-135	S: 0-0-130

Prven jsou znázorněny změny v jednotlivých záznamech získaných při druhém kineziologickém rozboru po 6-ti týdenní terapii stabilní skupiny probandů.

Stabilní: **PO** terapii

Pacient	Pohlaví	PN	Lachman	Přední zásuvka	Pivot schieft test	pROM KOK	aROM KOK
1.	žena	L	+	+	-	S: 0-0-130	S: 0-0-120
2.	žena	P	-	+	-	S: 0-0-125	S: 0-0-115
3.	žena	P	+	+	-	S: 0-0-130	S: 0-0-125
4.	muž	L	-	+	-	S: 0-0-120	S: 0-0-120
5.	žena	L	+	+	+	S: 0-0-135	S: 0-0-130

PN – přední nestabilita

pROM KOK – pasivní rozsah pohybu kolenního kloubu

aROM KOK – aktivní rozsah pohybu kolenního kloubu

## Příloha 8: Zhodnocení kineziologického rozboru stabilní skupiny 2

V přehledu jsou zaznamenány vyšetřené svalové síly u jednotlivých svalů a obvody tělesných segmentů u jednotlivých probandů během vstupního a výstupního kineziologického vyšetření.

Stabilní: **PŘED** terapií

Pacient	Pohlaví	PN	ST m. QF	ST HAM	ST m.TS	O: stehno	O:nad patelou	O: přes patelu	O: lýtko
1.	žena	L	4	4	3 +	40	35	33,5	33
2.	žena	P	3	3	3 +	57,5	49	43,5	44
3.	žena	P	4	4	4	46	37	36	36
4.	muž	L	4	4	4 +	47	39	40	40
5.	žena	L	4	4	4	47	37	36	38

výsledky jsou znázorněny změny v jednotlivých parametrech získaných při druhém kineziologickém rozboru po 6-ti týdenní terapii stabilní skupiny pacientů.

Stabilní: **PO** terapii

Pacient	Pohlaví	PN	ST m. QF	ST HAM	ST m.TS	O: stehno	O:nad patelou	O: přes patelu	O: lýtko
1.	žena	L	4	4	3 +	41	35	33,5	34
2.	žena	P	3 +	3	3 +	58	49,5	43,5	44
3.	žena	P	4 +	4 +	5	47	37	36	37
4.	muž	L	4 +	4	5	47	39	41	40
5.	žena	L	4 +	4	5	47,5	38	36	38,5

PN – přední nestabilita

ST – svalový test

O: – obvod v cm



## Příloha 9: Zhodnocení kineziologického rozboru balanční skupiny 1

V pohledu jsou zaznamenány vyšetřované testy a rozsahy hybnosti u jednotlivých probandů zařazených do balanční skupiny během vstupního a výstupního kineziologického vyšetření.

Balanční **PŘED:** terapií

Pacient	Pohlaví	PN	Lachman	Přední zásuvka	Pivot schieft test	pROM KOK	aROM KOK
1.	muž	L	+	+	+	S: 0-0-125	S: 0-0-125
2.	muž	P	+	+	-	S: 0-0-120	S: 0-0-110
3.	muž	L	-	+	+	S: 0-0-130	S: 5-0-120
4.	žena	L	-	+	-	S: 0-0-130	S: 5-0-120
5.	muž	P	+	+	+	S: 0-0-120	S: 5-0-115
6.	žena	P	+	+	-	S: -5-0-140	S: -5-0-130
7.	žena	L	+	+	+	S: 0-0-110	S: 5-0-95

výsledky jsou znázorněny změnami v jednotlivých záznamech získaných při druhém kineziologickém rozboru po 6-ti týdenní terapii balanční skupiny probandů s využitím labilních ploch.

Balanční: **PO** terapii

Pacient	Pohlaví	PN	Lachman	Přední zásuvka	Pivot schieft test	pROM KOK	aROM KOK
1.	muž	L	+	+	-	S: 0-0-125	S: 0-0-125
2.	muž	P	+	+	-	S: 0-0-120	S: 0-0-110
3.	muž	L	-	+	-	S: 0-0-130	S: 0-0-120
4.	žena	L	-	+	-	S: 0-0-130	S: 5-0-120
5.	muž	P	-	+	-	S: 0-0-120	S: 5-0-115
6.	žena	P	+	+	-	S: -5-0-140	S: -5-0-130
7.	žena	L	-	-	+	S: 0-0-110	S: 5-0-95

PN - přední nestabilita

pROM KOK - pasivní rozsah pohybu kolenního kloubu

aROM KOK - aktivní rozsah pohybu kolenního kloubu

## Příloha 10: Zhodnocení kineziologického rozboru balanční skupiny 2

V pohledu jsou zaznamenány vyšetřených stupňů svalové síly jednotlivých svalů a obvody tělesných segmentů u jednotlivých probandů během vstupního a výstupního kineziologického vyšetření.

Balanční: **PŘED** terapií

Pacient	Pohlaví	PN	ST m. QF	ST HAM	ST m.TS	O: stehno	O:nad patelou	O: přes patelu	O: lýtko
1.	muž	L	4	3 +	3 +	43	36	36	34
2.	muž	P	4	4	4 +	51	40	35	35
3.	muž	L	3 +	3 +	4	52	42	39	42
4.	žena	L	3 +	3 +	3 +	48,5	45	39	40,5
5.	muž	P	4 +	4	4	52	42	40	41
6.	žena	P	4	3 +	4	44	35	34	34,5
7.	žena	L	4	3	4	54	45	42	39

Ukázky jsou znázorněny zejména v jednotlivých parametrech získaných při druhém kineziologickém rozboru po 6-ti týdenní terapii balanční skupiny probandů s využitím labilních ploch.

Balanční: **PO** terapii

Pacient	Pohlaví	PN	ST m. QF	ST HAM	ST m.TS	O: stehno	O:nad patelou	O: přes patelu	O: lýtko
1.	muž	L	4	3 +	4	44	36	36	34,5
2.	muž	P	4 +	4	4 +	51	40	35	35
3.	muž	L	4	4	4	52,5	43	39	43
4.	žena	L	4	3 +	4	49	45	39	41
5.	muž	P	4 +	4 +	4 +	52,5	42	40	41,5
6.	žena	P	4	4	4	45	36	34	35
7.	žena	L	4 +	4	4 +	54	46	42	40

PN – přední nestabilita

ST – svalový test

O: – obvod v cm