

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

STANOVENÍ ROZLOŽENÍ ZATÍŽENÍ DOLNÍCH KONČETIN
PŘI VYBRANÝCH CVIČEBNÍCH POZICÍCH U OSOB PO TRAUMATU
DOLNÍCH KONČETIN

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Tereza Langová, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.
Olomouc 2016

Jméno a příjmení autora: Bc. Tereza Langová

Název závěrečné písemné práce: Stanovení rozložení zatížení dolních končetin při vybraných cvičebních pozicích u osob po traumatu dolních končetin

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

Rok obhajoby: 2016

Abstrakt:

Diplomová práce hodnotí zátěž dolních končetin (DKK) u vybraných cvičebních pozic u osob po prodělaném traumatu kolenního kloubu DK. Rozložení zátěže DKK u této skupiny jedinců bylo porovnáváno se zdravou populací a bylo zhodnoceno z hlediska náročnosti daných cvičebních pozic. Porovnával se i 1. a 2. pokus a naměřené hodnoty zdravé DK a DK po traumatu u jednotlivých pozic. Praktická část diplomové práce se zabývá měřením daných pozic na silových plošinách AMTI. Výzkumu se účastnilo 22 jedinců s průměrným věkem 24,81 let. Do studie byli vybráni probandi, kteří prodělali trauma měkkých tkání kolenního kloubu. Měřeny byly čtyři základní pozice a jejich modifikace.

Z výsledků studie vyplývá, že procentuální rozložení zatížení se mezi jedinci po traumatu kolene a zdravou populací statisticky významně lišilo především u pozice výpadu. 1. a 2. pokus se v procentuálním zatížení lišil u probandů po traumatu levé DK v pozicích modifikovaného kleku na čtyřech, mostu a modifikovaném medvědu. Při srovnávání pozic mezi hodnotami zdravé a postižené DK se lišil výpad u jedinců po poranění pravého kolene a tato DK byla i více zatěžována. U probandů s traumatem na levé DK se lišila pozice kleku na čtyřech, mostu a medvěda, kdy ve všech případech byla větší zátěž na zdravé DK. Modifikovaný klek na čtyřech se lišil u poranění pravé i levé DK. Nejmenší zátěž byla v základní pozici mostu a naopak, největší zátěž v modifikované pozici kleku na čtyřech.

Klíčová slova: zatížení, silové plošiny, posturální stabilita, poranění kolenního kloubu

Souhlasím s půjčováním závěrečné písemné práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Tereza Langová

Title of the thesis: Determination of the distribution of the load of lower limbs in selected exercise positions with persons after an injury of lower limbs

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

The year of presentation: 2016

Abstract:

The thesis evaluates the load of lower limbs (LLL) in selected exercise positions with persons who have suffered an injury of LL knee joint. The distribution of the load of LLL in this group of individuals was compared with healthy population and was assessed from the point of view of the intensity of the given exercise positions. The first and the second test were compared as well as the measured values of healthy LL and LL after injury, in every position. The practical part of the thesis deals with the measurement of the given positions on AMTI force platforms. 22 individuals of an average age of 24.81 years participated in the research. The probands were selected for the study who had suffered an injury of soft tissues of knee joint. Four basic positions and their modifications were measured.

It follows from the study results that the percentage distribution of the load statistically significantly differed above all in the position of lunge between the individuals after knee injury and healthy population. The 1st and 2nd test differed in percentage load with subjects after injury of the left LL in positions of modified kneeling on fours, bridge and modified bear. When comparing the positions between the values of a healthy and affected LL, lunge differed with individuals after injury of right knee, and this LL was also more loaded. In subjects with injury on left LL, the position of kneeling on four, bridge and bear differed where in all the cases the load was greater on the healthy LL. The modified kneeling on four differed with an injury of both the right and left LL. The smallest load was in the basic position of bridge, and on the contrary, the greatest load was in the modified position of kneeling on four.

Keywords: load, force platforms, postural stability, injury of knee joint

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Marty Šlachtové, Ph.D. a konzultantky Mgr. Lucie Bizovské, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje v referenčním seznamu a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 11.7.2016

.....

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové, Ph. D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytla při zpracování diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Lucii Bizovské za ochotu a pomoc při zpracování statistických dat a v neposlední řadě kolegyni Bc. Apoleně Badziony za spolupráci při měření.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC – area of contact – plocha kontaktu

AS – area of support – opěrná plocha

ANS – autonomní nervový systém

BS – base of support – opěrná báze

CNS – centrální nervový systém

COG – center of gravity

COM – center of mass – těžiště

COP – center of pressure

K4 – základní pozice kleku na čtyřech

K4Z – klek na čtyřech – zvednutí horní a dolní končetiny do kříže

LCA – ligamentum cruciatum anterius

LCL – ligamentum collaterale laterale

LCM – ligamentum collaterale mediale

LCP – ligamentum cruciatum posterius

LDK – levá dolní končetina

LHK – levá horní končetina

lig. – ligamentum

m. – musculus

mm. – musculi

ME – základní pozice medvěda

MEZ – pozice medvěda – zvednutí horní a dolní končetiny do kříže

MO – základní pozice mostu

MOZ – pozice mostu – zvednutí dolní končetiny

PDK – pravá dolní končetina

PDS – polydioxanon steh

PHK – pravá horní končetina

PNS – periferní nervový systém

SMS – senzomotorická stimulace

V – výpad

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 TEORETICKÉ POZNATKY	10
2.1 Postura a související pojmy	10
<i>2.1.1 Základní pojmy</i>	11
2.2 Posturální stabilita ve stoji	12
<i>2.2.1 Vyšetření posturální stability stoje</i>	13
2.2.1.1 Klinické vyšetření stoje	13
2.2.1.2 Přístrojové vyšetření stoje	14
2.3 Systémy udržující posturální stabilitu	15
<i>2.3.1 Senzorická složka posturální stability</i>	16
2.3.1.1 Proprioreceptory	17
2.3.1.2 Kožní exterocepce	19
<i>2.3.2 Pohybové strategie</i>	20
2.4 Úrovně řízení motoriky	21
<i>2.4.1 Autonomní úroveň</i>	21
<i>2.4.2 Spinální (kmenová) úroveň</i>	21
<i>2.4.3 Subkortikální (podkorová) úroveň</i>	22
<i>2.4.4 Kortikální (korová) úroveň</i>	22
2.5 Somatognozie a stereognozie	23
<i>2.5.1 Vývoj somatognozie a stereognozie</i>	24
2.6 Senzomotorický systém	25
<i>2.6.1 Metoda senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové</i>	27
2.7 Kolenní kloub	29
<i>2.7.1 Anatomie kolenního kloubu</i>	29
<i>2.7.2 Biomechanika kolenního kloubu</i>	32
<i>2.7.3 Poranění kolenního kloubu</i>	33
2.7.3.1 Poranění měkkého kolene	33
<i>2.7.3.1.1 Poranění ligamentumcruciatumanterius</i>	36
<i>2.7.3.1.2 Poranění ligamentumcollateralemediale</i>	39
<i>2.7.3.1.3 Poranění mediálního menisku</i>	39

3 CÍLE A HYPOTÉZY	42
3.1 Cíle diplomové práce	42
<i>3.1.1 Dílčí cíle</i>	42
3.2 Výzkumné otázky	42
4 METODIKA VÝZKUMU	43
4.1 Charakteristika testovaného souboru	43
4.2 Podmínky měření	44
4.3 Kineziologické vyšetření a příprava měření	45
4.4 Popis přístroje	46
4.5 Průběh vlastního měření	47
4.6 Měřené veličiny	52
4.7 Statistické zpracování dat	52
5 VÝSLEDKY	53
5.1 Výsledky k testu rozložení hmotnosti na dvou osobních vahách	53
5.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 1	54
5.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 2	56
5.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 3	59
5.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 4	60
6 DISKUZE	71
6.1 Diskuze ke klinickému vyšetření	71
6.2 Diskuze k výzkumným otázkám	72
6.3 Diskuze k limitujícím faktorům	76
7 ZÁVĚR	77
8 SOUHRN	78
9 SUMMARY	79
10 REFERENČNÍ SEZNAM	81
11 PŘÍLOHY	92

1 ÚVOD

Z hlediska postury, neboli udržování vzpřímeného držení, nemůžeme mluvit pouze o statické poloze, ale postura provází pohyb na jeho začátku, v průběhu i v jeho konci, proto se jedná o systém dynamický. Jak uvádí Magnus: „Posture follows movement like a shadow.“ Udržování stability není jednoduché, protože na udržování určité polohy těla se podílí více segmentů a systémů. Během určité pozice, např. pro nás lidi typického stoje, dochází neustále k výchytkám těla, což musí naše tělo kontrolovat a na měnící se podmínky reagovat. V případě instability se pro udržení správné postury musí podílet více svalů, čili větší silový moment. Důležitým faktorem pro udržování stability je správný timing a rozložení síly svalů, který může být porušen právě u lidí s prodělaným traumatem dolní končetiny.

Do výzkumu byli tudíž vybráni probandi, kteří prodělali trauma měkkých tkání kolenního kloubu, které vznikají nejčastěji následkem sportovního úrazu. Kolenní kloub je nejsložitějším a největším kloubem lidského těla. Jeho stabilizace je zajištěna především jeho složitým vazivovým aparátem, na základě čehož bývá často tento kloub poraněn. Cílem fyzioterapie je tedy obnovit neuromuskulární kontrolu, která vede ke zlepšení funkční stability kolene, a na základě toho i k lepší posturální stabilitě obecně.

Ve studii jsme se zaměřovali především na to, jak jsou zatěžovány dolní končetiny v jednotlivých cvičebních pozicích u lidí po traumatu kolenního kloubu. Dále pak tím, jak se toto zatížení liší v porovnání se zdravou populací a také jsme se snažili zhodnotit, která pozice je nejnáročnější a která nejméně náročná z hlediska zatížení pro osoby po prodělaném traumatu dolní končetiny. K měření postury v těchto pozicích jsme využili silové plošiny, které jsou k tomuto účelu nejčastěji využívány.

2 TEORETICKÉ POZNATKY

Proto, že jsou v praktické části diplomové práce měřeny jednotlivé cvičební pozice, považujeme za důležité zmínit v teorii pojmy, jako jsou postura, posturální stabilita, vyšetření stoje a systémy podílející se na udržování postury v jednotlivých pozicích.

2.1 Postura a související pojmy

Slovo postura původně pochází z latinského slova „ponore“, což překládáme jako „dát“ nebo „umístit“. Tím, že se tento pojem v 16. století rozšířil do Anglie a Francie, se změnil na „positus“ nebo „positura“ a znamená tedy postura v tom slova smyslu, jak ho známe dnes (Pastucha et al., 2013).

Véle (1995) popisuje posturu jako zaujatou polohu těla i jeho částí v klidu (před pohybem a po jeho ukončení). Nejedná se jen o statickou polohu, ale i o dynamiku, kdy udržování polohy těla reaguje na měnící se vnější podmínky. **Posturu**, neboli udržování vzpřímeného držení, můžeme definovat jako aktivní držení segmentů těla vůči působení zevních sil, především tíhové síly Země (Kolář, 2009). Jedná se o schopnost kontrolovat těžiště těla ve vztahu k opěrné bázi (Shumway-Cook & Woollacott, 2010). Na zajištění postury se podílejí zejména vnitřní síly způsobené svalovou aktivitou řízenou z CNS. V rámci ideální postury je nastaveno takové postavení kloubů, při kterém dochází k rovnoměrnému rozložení sil působících na kloubní plochy (Máček & Radvanský, 2011). Kendall, McCreary a Provance (2005) ještě uvádějí, že segmenty jsou vyváženy tak, aby ve svalech bylo pouze minimální svalové napětí.

Lidské tělo je při stoji na dolních končetinách nestabilním systémem. Vysvětluje to Vařeka (2002a), který popisuje tělo jako model „obráceného kyvadla“ s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm. Postura není vždy spojena jen se vzpřímeným stojem, ale je součástí všech motorických pohybů, protože ji potřebujeme zaujmout k vykonání optimálního pohybu. Postura tedy provází pohyb na jeho začátku, v průběhu i v jeho konci (Véle, 1997). S posturou souvisí i **atituda**, což je vlastně postura bezprostředně předcházející pohyb. Je to změna postury na účelově orientovanou polohu před zamýšleným pohybem.

„**Posturální stabilita** je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a/nebo vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu“ (Vařeka, 2002a, 116). Strategii, která zajišťuje posturální stabilitu, můžeme nazvat jako rovnováha nebo balance. **Rovnováha** popisuje stav, kdy jsou vyvážené síly působící

na těžiště těla. Pro to, aby nedošlo ke ztrátě rovnováhy, musíme stále přizpůsobovat svalovou aktivitou polohu kloubů požadavkům měnících se podmínek, a udržet tak tělo nad opěrnou bází (Vařeka, 2002a). Při udržování rovnováhy těžiště mírně osciluje. Oscilace označujeme jako posturální výchylky. Schopnost zajistit posturální kontrolu ve stoji či sedu nad opěrnou bází je podle Kejonena (2002) a Westcotta, Lowese a Pamela (1997) definována jako statická rovnováha. Naopak dynamická posturální stabilita je udržování posturální kontroly během pohybu (při chůzi, při různých cvičebních pozicích). Je to schopnost přemístit těžiště a kontrolovat jeho změny nad opěrnou bází v průběhu přechodu z dynamického do statického stavu (Heebnera et al., in press). Raymakers et al. (2005) uvádí situace, při kterých může dojít ke zhoršení posturální stability – při zavření očí, u starších jedinců, snížení informací z proprioceptorů umístěním molitanu pod dolní končetiny nebo narušení koncentrace pro udržení stability přidáním jiného úkolu.

Posturální motorika udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy. Díky tomu tak můžeme rychle přecházet z klidové polohy do dynamické a naopak. Hlavní roli zde hraje schopnost rychle, přesně a koordinovaně reagovat na změny (Véle, 2006).

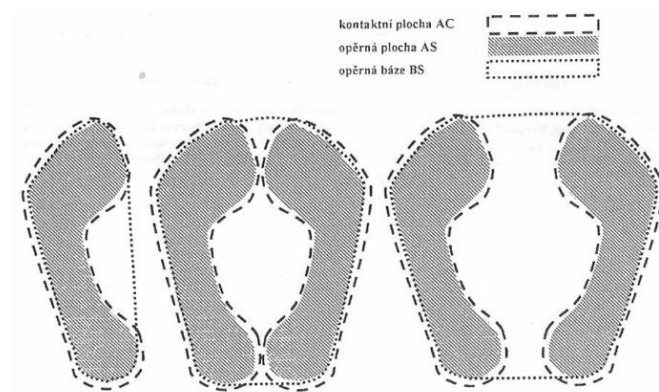
2.1.1 Základní pojmy

V literatuře se ve spojitosti s posturální stabilitou setkáváme s různými pojmy, které taky stojí za vysvětlení.

Plocha kontaktu (Area of Contact, AC) je plocha podložky, která je v kontaktu s tělem.

Opěrná plocha (Area of Support, AS) je součástí plochy kontaktu, která je využívána k aktivní opoře a vytvoření opěrné báze.

Opěrná báze (Base of Support, BS) je dána nejvíce vzdálenými hranicemi opěrné plochy a leží v rovině, která je kolmá na výslednici zevních sil. Opěrná báze se tedy mění při stoji spojném, rozkročném či s využitím holí. Širší opěrná báze znamená větší stabilitu (Day et al., 1993). V případě, že dojde ke změně opěrné báze, ovlivní se cestou propriocepce a exterocepce řízení posturální stability, což má za následek změnu chování celého posturálního systému. Vařeka (2002a) vyjadřuje vztah velikosti opěrné báze, opěrné plochy a plochy kontaktu následujícím vzorcem: $BC \geq AC \geq AS$ (Obrázek 1).



Obrázek 1. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a, 117)

Těžiště (Center of Mass, COM) je předpokládaný hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Je to vážený průměr polohy těžišť všech jednotlivých segmentů těla. Jeho průmět do roviny opěrné báze se označuje jako **Center of Gravity (COG)**. Ve statické poloze se COG nachází vždy uvnitř opěrné báze.

Center of Pressure (COP) označuje působiště vektoru reakční síly podložky. Jeho hodnota je dána polohou těžiště, ale i svalovou aktivitou dolních končetin (např. aktivita svalů bérce a nohy). COP můžeme získat z hodnot reakčních sil naměřených např. na silových plošinách nebo jako vážený průměr všech tlaků snímaných z opěrné plochy (Vařeka, 2002a). COP je často interpretováno jako neuromuskulární odpověď těla k získání rovnováhy (Portela, Rodrigues, & Ferreira, 2014).

2.2 Posturální stabilita ve stoji

Schopnost bipedního stoje je druhově specifickou činností člověka. Jedná se o dynamický proces, kdy tělo neustále zajišťuje rovnovážnou polohu. Bipední stoj je zajištěn mnoha systémy ve spolupráci nervových struktur (Macháčková & Vyskotová, 2013).

Králíček (2002) popisuje reflexní mechanismy potřebné k udržení vzpřímeného stoje. Musí být hierarchicky uspořádány. Pracují jako zpětnovazebné obvody snažící se směřovat těžnici těla do opěrné báze a dodržovat i stejný směr vektoru, jako je vektor zemské tíže.

Stoj vyžaduje velké nároky na udržení stability, protože je systémem velmi nestabilním a tvořeným mnoha segmenty. Udržet tento systém v rovnováze je velmi složité (Latash, 2008). Často se o stoji mluví jako o statické poloze, ale jak víme, žádná poloha není zcela statická. I v případě, že se budeme maximálně snažit udržet statický klidný stoj, vždy se lidské tělo bude pohybovat (Day et al., 1993). Kromě vnějších sil působících na tělo se může na výchylkách těla odrážet dechová vlna či srdeční činnost, proto Vařeka (2002a)

doporučuje používat termín „kvazistatický stoj“. Během normálního stoje se stále pohybuje COP a dochází tak ke kontinuálním výchylkám těla, což je potřeba koordinovat kontrolním systémem. Na tom se podílí posturální svalstvo kontrakcí svalů dolních končetin a trupu (Adedoyin et al., 2008). V případě instability se zapojuje více svalů, protože je ke korekci potřeba většího silového momentu. Důležitý je správný timing svalů a vhodné rozložení napětí svalů. V případě dysfunkce dochází ke zhoršení stability (Lephart & Fu, 2000).

Vzpřímené držení těla přináší jedinci výhody jako je lepší orientace v prostoru, anebo uvolnění horních končetin pro manipulaci. Nevýhodou je ale to, že se jedná o polohu aktivní, která klade velké nároky na řízení polohy jednotlivých segmentů i celého těla.

2.2.1 Vyšetření posturální stability stoje

Posturální kontrola se skládá z více složek a systémů, které se uplatňují při posturálním chování. Proto nemůžeme posturální stabilitu otestovat pouze jedním testem, který by nám vyhodnotil všechny její komponenty. Jak víme, poškození jednotlivých systémů vede ke specifickým poruchám rovnováhy. Například u pacienta s poškozením vestibulárního aparátu můžeme pozorovat zvýšené riziko pádu ve tmě na nestabilní podložce. Jiným případem je pacient po cévní mozkové příhodě, kdy vidíme nejčastěji stoj s obrazem Wernicke-Mannova držení.

Posturální stabilita je obecně lepší u těžších lidí s nízkou postavou. Roste v případě, že se průmět těžiště přibližuje do středu opěrné báze a čím více se blíží k hranicím opěrné báze, tím se stabilita naopak snižuje. Proto, jak uvádí Véle (1997), se u jedinců s poruchou rovnováhy opěrná báze rozšiřuje.

Ne v mnoha případech ale dochází ke stanovení přesné diagnózy pouze z vyšetření posturální stability. Je proto důležité u pacientů udělat další cílená vyšetření (Horak, 1997; Kolářová, 2012).

Posturální stabilita závisí na labilitě dané plochy. Větší nároky na její udržení jsou při stoji o zúžené bázi nebo při vyřazení zrakové kontroly.

2.2.1.1 Klinické vyšetření stoje

Jako první při vyšetřování stoje provádíme aspekci, během které pozorujeme, jak stoj vypadá. Zda je stabilní, či nestabilní. Zaměřujeme se na šířku opěrné báze, u níž se za normu považuje stoj na „šířku pánve“ (šířku svých kyčelních kloubů). Dále hodnotíme náročnost na udržení této vzpřímené pozice. Zda je jedinec schopen samostatného stoje, nebo se musí něčeho přidržovat nebo jestli jsou přítomny titubace. Po celkové aspekci se zaměřujeme

na jednotlivé části těla, jako je hlava, trup, páteř, pánev a postavení dolních a horních končetin (Kolář, 2009).

Vařeka (2002b) rozděluje testy pro hodnocení posturální stability stoje na statické, dynamické a funkční.

K hodnocení využíváme Rombergovu zkoušku, která má tři varianty. Romberg I – stoj na šířku ramen, Romberg II - stoj spojný a Romberg III - stoj spojný se zavřenýma očima. Tato zkouška slouží pro hodnocení rovnováhy s postupným zvyšováním náročnosti – zúžením báze a zavřením očí (Opavský, 2003).

Dále hodnotíme stoj na jedné dolní končetině. Nejtěžší zkouškou je stoj na jedné dolní končetině s vyřazením kontroly zraku. Jak udává Opavský (2003), při stoji na jedné dolní končetině vyzveme pacienta k pokrčení dolní končetiny v kolenu a zvednutí od podložky. Sledujeme stabilitu, kterou hodnotíme podle „hry šlach“ extenzorů na přechodu chodidla a bérce a oscilací trupu. Schopnost stoje na jedné dolní končetině se ve vývoji objevuje kolem třetího roku věku, ale přitom je velmi podstatnou podmínkou pro bipední lokomoci při stejné fázi krokového cyklu. Každý jedinec by měl v tomto stoji vydržet alespoň 10 s (Vařeka, 2002b).

Další možností je tandemový stoj hodnotící zejména mediolaterální stabilitu.

Výše zmíněné zkoušky nám pomohou odhalit i lehké poruchy propiocepce (Opavský, 2003).

2.2.1.2 Přístrojové vyšetření stoje

Nejjednodušším vyšetřením je vyšetření pomocí dvou osobních vah, které jsou běžně dostupné v každé fyzioterapeutické ordinaci. Postavení pacienta na dvě váhy nám zhodnotí symetrii zatěžování dolních končetin. Za normu v zatěžování považujeme, pokud rozdíl mezi zátěží pravé a levé dolní končetiny není větší než 10 % z celkové hmotnosti jedince. Osobní váhy můžeme v praxi využít pro nácvik odlehčení dolní končetiny po operaci nebo úrazu.

Dalším zařízením pro vyšetření stoje je podoskop, který nám odhalí rozložení tlaků na ploskách nohou a tvar chodidla (Vyskotová, 2006).

Při měření bylo v diplomové práci využito hodnocení pomocí statické posturografie. Je to objektivní technika, která měření číselně i graficky zaznamená. Díky tomu můžeme kvalitně a přesně hodnotit a porovnávat výsledky. Posturografie využívá silových plošin, které nám umožní zhodnotit rozložení tlaku při stoji nebo v různých cvičebních pozicích. Silová plošina je přístroj ve tvaru desky, který je umístěn rovnoběžně s rovinou podlahy. V každém rohu plošiny je umístěn tříosý snímač. Jako snímač je většinou využíván

tenzometrický snímač. Snímače pozměňují měřenou sílu na elektrický signál (Robertson et al., 2004). Silové plošiny se využívají k měření stability při statických i dynamických činnostech prostřednictvím analýzy trajektorie váženého průměru tlakových sil, které působí na kontakt těla s podložkou – COP. Při stožení jedinec reaguje na měnící se podmínky titubacemi těla promítajícími se do kontaktní plochy (Janura et al., 2012). K analýze pohybu se využívají naměřené síly, které vzniknou kontaktem povrchu plošiny a těla. Výsledkem je reakční síla mající tři složky, a to ve směru anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním (Janura et al., 2012). Vertikální složka reakční síly (F_z) nám podává informaci o průběhu zatížení plošiny. Mediolaterální složka (F_x) poskytuje informaci o korekci stability stožení a je nejvíce variabilní složkou. Anteroposteriorní složka (F_y) udává akcelerační (posterioerní část) a decelerační (anteriorní část) fázi, brzdící lidské tělo (Gladiš, 2013).

Podle Kumara et al. (2014) jsou silové plošiny považovány za zlatý standard v měření zatížení dolních končetin.

2.3 Systémy udržující posturální stabilitu

Dle Véleho (2006) se na udržování polohy těla podílí „statický“ (hold, držící, podpůrný) systém a systém „fázický“ (move, pohybující). Např. při lokomoci, která je uskutečňována především dolními končetinami, se zapojuje i posturální systém udržující vzpřímenou polohu těla a umožňuje tak provedení vlastního pohybu. Z toho vyplývá, že oba systémy spolu úzce souvisejí.

Pro udržení vzpřímeného držení těla v rámci běžných denních aktivit je důležitý soubor procesů označovaných jako **posturální kontrola**. Jejím hlavním cílem je působit proti gravitaci a dalším silám působícím na tělo (Portela, Rodrigues, & Ferreira, 2014). Ta je zajišťována dvěma základními mechanismy – zpětnou vazbou (feedback) a dopřednou vazbou (předvídáním, feedforward). Feedbackem rozumíme spuštění centrálně naprogramované stereotypní pohybové odpovědi na základě nečekaných vnějších vlivů. Druhý mechanismus, dopředná vazba, se objevuje mimovolně a umožňuje připravení se na očekávané vychýlení a segmenty se nastaví tak, aby nedošlo k narušení rovnováhy (Gatev et al., 1999; Page, 2006).

Na mechanismu udržení postury se podílejí 3 složky (Rougier & Boudrahem, 2010; Véle, 2006; Palm et al., 2009; Sasaki et al., 2002):

1. senzorká – zrak, vestibulár (vnitřní ucho), propiocepce (plosky nohou)
2. řídicí – centrální nervový systém (mozek a mícha)
3. výkonná – pohybový systém (kosterní svaly).

Pohybový aparát se rozděluje na statickou komponentu tvořící kosti a vazy a dále složku dynamickou, která je zajišťována prostřednictvím svalů (Šmídová, 2010).

Nejdůležitější je propojení a vzájemná spolupráce všech systémů (Trojan et al., 2005).

Segmenty těla jsou řízeny z CNS, a to koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů (Vařeka, 2002a).

Celkové udržení stability je složitý proces, který probíhá v několika fázích. Nejprve musí dojít k detekci podnětu či dané situace, kde se uplatní zvláště složka sensorická. V CNS dojde následně k vyhodnocení dané situace a je vybrán nejvhodnější pohybový program založený na aktivaci příslušných svalů. Vzniká kontrakční svalová síla převedená na momenty sil, která v lidském těle vyvolá vznik reakčních sil okolí napomáhajících k zajištění potřebné stability a předcházení rizika pádu (Vařeka, 2002b).

2.3.1 Sensorická složka posturální stability

CNS přijímá a zpracovává informace ze somatosenzorického, vestibulárního a zrakového systému. Udržování postury je zajišťováno multisenzorickou integrací těchto tří zdrojů. Pokud tomu tak není, může dojít k poruchám rovnováhy a závratím (Véle, 2006). Při vyřazení některé ze složek je tedy řízení rovnováhy složitější. Toho můžeme využít v rehabilitaci ke zvýšení náročnosti cvičení (např. zavřením očí, redukcí opory, nestabilním povrchem nebo pohyby ostatních částí těla).

Jak uvádí Kuo (2005), stabilita stoje se zlepšuje s tím, jak bohatá je zpětná vazba. Podle Presznera-Domjana et al. (2012) se v určité chvíli tělo spoléhá pouze na jeden zdroj informací. Mezi autory se liší názory na to, který systém převládá více (Horak, 2006). Závisí na individuální variabilitě a na tom, která ze sensorických informací je v dané chvíli nejvíce dostupná.

Vestibulární systém přináší informace zejména o poloze hlavy v gravitačním poli, například při rychlých změnách polohy hlavy a rotačních pohybech (Vařeka, 2002a). Tyto informace porovnává s těmi ze zrakového a somatosenzorického aparátu. Pokud dojde k nesouladu mezi těmito informacemi, dochází k poruše rovnováhy, pocitům nejistoty a závratím. Porušená posturální stabilita se projevuje u lidí s vestibulární dysfunkcí zvětšením výchylek těla.

Vestibulární aparát tvoří kostěný labyrint vyplněný endolymfou a uvnitř jsou vlasové buňky. Dále jsou ve vnitřním uchu tři polokruhovitě kanálky, saculus a utriculus, které

obsahují otolity stimulující vlasové buňky. Receptory reagují na úhlové a gravitační zrychlení a zrychlení při přemísťování (Rokyta a kol., 2000).

Zrakový systém je pokládán za jeden z nejvíce spolehlivých systémů v řízení postury. Králíček (2002) uvádí, že pomocí zraku zachycujeme až 90 % všech informací z okolí a lépe se tak orientujeme v prostoru. Při zavření očí vidíme rychlejší změny COP a větší odchylky od vertikální osy (Latash, 2008). Tyto odchylky způsobují posturální instabilitu vedoucí k asymetrickému zatěžování končetin (Kumar et al., 2014).

Velmi důležitý je i **somatosenzorický systém** zahrnující především propiocepci a kožní exterocepci. Pokud jsou spolehlivé informace z těchto vstupů, můžeme hovořit i o kvalitním udržování postury (Redfern, Yardley, & Bronstein, 2001). Somatosenzorické informace z receptorů ve svalech, šlachách a kloubech poskytují zpětnou vazbu o pohybu, poloze a doteku. Důležitý je fakt, že somatosenzorický systém je velmi adaptabilní. Má tedy schopnost funkční i strukturální změny při dlouhotrvajících podnětech (Lepšíková, Čech, & Kolář, 2013). Propriocepce dosahuje své nejvyšší kvality na začátku dospělosti, což je dáno vývojem senzomotorického učení v průběhu dětství. Naopak s vyšším věkem kvalita propiocepce postupně klesá (Opavský, 2003).

2.3.1.1 Proprioceptory

Mezi proprioceptory patří svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska, receptory z kloubů a vazů (George, Lord, & Sturnieks, 2008). Pomocí proprioceptorů jsme schopni vnímat vzájemnou polohu a pohyb vlastního těla (Bosco & Poppele, 2001). Propriocepce zahrnuje polohocit (statestézii, statická propiocepce), který nám podává informace o vzájemné poloze jednotlivých částí těla a postavení kloubů a pohybecit (kinestézii, dynamická propiocepce) informující o vzájemném pohybu částí těla, rychlosti a rozsahu pohybu v kloubech (Johnson et al., 2008). Umožňuje nám ale i vnímání vibrací a rovnováhy. Velké množství proprioceptorů je v oblasti subokcipitálních svalů, SI skloubení či chodidel (Page, 2006). Pokud je propiocepce narušena, stabilita se zhoršuje a zvyšuje se tak riziko pádů a zranění (Heebner et al., in press).

Svalové vřeténko (Obrázek 2) je hlavní proprioceptor svalu. Jsou uložena mezi vlastními svalovými vlákny - extrafuzálními. Skládá se z kontraktálních svalových vláken, tzv. intrafuzálních, uzavřených vazivovým pruhem, orientovaných paralelně s extrafuzálními svalovými vlákny. Střední část intrafuzálních vláken má jen minimální schopnost kontrakce,

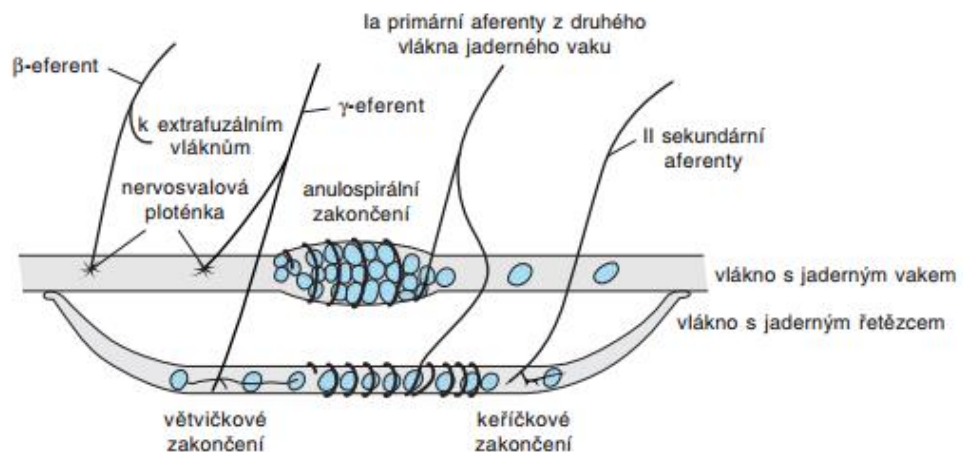
proto slouží jako receptorová oblast. Vjem začíná v okamžiku, kdy je protažena střední část intrafuzálních vláken.

Intrafuzální vlákna se vyskytují ve dvou typech:

- „nuclear chain fibres“ – buněčná jádra jsou uspořádána do axiálního řetězce, rychlá kontrakce
- „nuclear bag fibres“ – hroznovité seskupení buněčných jader v receptorové oblasti, pomalá kontrakce.

Informace ze svalových vřetének jsou odváděny dvěma typy aferentních vláken do míšního segmentu:

- vlákna typu Ia – silná, rychle vedou impulsy, končí v centrální části vřeténka anulospirálním (primárním) zakončením, informují o dynamických změnách délky svalu
- vlákna typu II – tenká, končí na rozhraní periferní a centrální části vřeténka keříčkovitým (sekundárním) zakončením, informují o statické změně délky svalu.

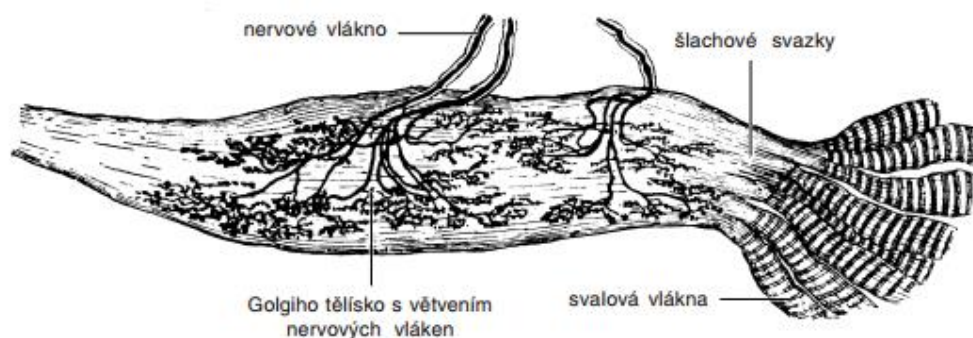


Obrázek 2. Svalové vřeténko (Ganong, 2005, 132)

Svalová vřeténka jsou využívána při volním pohybu. V momentě, kdy je pohyb zahájen, dojde k aktivaci gama-motoneuronů inervujících intrafuzální vlákna. Naopak extrafuzální vlákna jsou inervována alfa systémem. Dojde ke kontrakci extra i intrafuzálních svalových vláken. Svalové vřeténko je tak protaženo a nyní může plnit funkci proprioreceptoru (Véle, 2006). Svalové vřeténko informuje o fázických i tonických změnách délky svalu

(Králíček, 2002). Reagují na pasivní protažení svalu a podávají informace CNS o rychlých změnách délky svalu při pohybu, ale i o dlouhodobých změnách při udržování určité polohy.

Golgiho šlachové tělísko (Obrázek 3) má podobnou funkci jako svalové vřetenko. Je uloženo v místě, kde se šlacha spojuje ve sval. Leží v sériovém zapojení s extrafuzálními vlákny. Snímá tah na šlaše při protažení svalu. Aktivuje se protažením šlachy, ale podstatně větším napětím, než je potřebné k podráždění svalového vřetenka. Při vysokém napětí ve svalu Golgiho šlachové tělísko vlastní sval inhibuje a facilituje jeho antagonistu. Působí tedy proti funkci svalového vřetenka (Véle, 2006). Touto negativní zpětnou vazbou brání překročení hranice svalové aktivity, která by mohla vést k poškození a vzniku mikrotraumat. Aferentní informace z Golgiho tělísek jsou vedeny vlákny typu Ib (Dylevský, 2009; Trojan et al., 2005).



Obrázek 3. Golgiho šlachové tělísko (Ganong, 2005, 135)

2.3.1.2 Kožní exterocepce

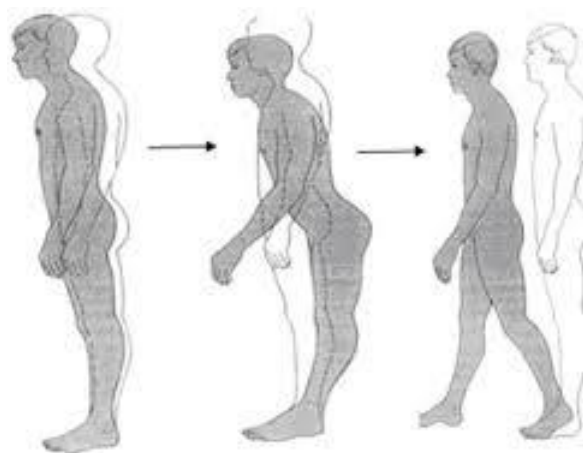
Součástí somatosenzoriky je i kožní cití, které je často přehlíženo. Jedná se o taktilní receptory, které reagují na mechanické podráždění na povrchu těla. Merkelovy buňky a Meissnerova tělíska, která jsou uložena na povrchu, naopak Ruffiniho a Paciniho tělíska najdeme v hlubších vrstvách. Merkelovy buňky a Ruffiniho tělíska registrují informace o dotyku, tlaku a napínání kůže, Meissnerova a Krauseho tělíska slouží k registraci dotyku. Pro vnímání vibrací, tahu a tlaku slouží Vater-Paciniho tělíska (Rokyta, 2008). Dále jsou v kůži uloženy termoreceptory pro vnímání teploty a nociceptory zprostředkovávající přenos bolestivých podnětů (Králíček, 2002). Pro vnímání tepla slouží Ruffiniho tělíska, pro chlad jsou zde Krauseho tělíska.

2.3.2 Pohybové strategie

V klidném stoji má tělo tvar obráceného kyvadla, jak již bylo uvedeno výše. Je nestabilní. Tělo musí za všech okolností vyrovnávat vnější i vnitřní síly, které vzpřímené držení narušují.

Řízení posturální stability je rozděleno na statické a dynamické (Blaszczyk et al., 1994; Santos, Kanekar, & Aruin, 2010). Statickou strategií zajišťují rovnovážné reakce, které probíhají v případě, pokud nedojde ke změně kontaktní plochy. Do této skupiny řadíme kotníkovou a kyčelní strategii. V případě, že COG překročí opěrnou bázi, přichází na řadu dynamická strategie, kam patří strategie kroková. U dynamické strategie je využit úkrok, přichycení se pevné opory nebo jiné mechanismy, které zvětší opěrnou bázi (Obrázek 4). Pokud nedojde k obnovení stability ani pomocí dynamické strategie, dochází k „preventivnímu“ řízenému pádu, kde se uplatňují obranné reakce horních končetin ve směru pádu nebo ochrana obličeje. Při selhání všech možných strategií nastupuje neřízený pád s výrazným rizikem vzniku zranění. Rubenstein (2006) uvádí, že posturální nestabilita je jedním z hlavních rizikových faktorů častých pádů u starších lidí. Cílem jakékoliv strategie je udržení rovnováhy těla.

Na pomalé či malé výchylky těžiště tělo zareaguje svaly z oblasti nohy a bérce, nezapojují se svaly kolena ani kyčle, proto se tato strategie nazývá jako „kotníková“. Uplatňuje se zde mechanismus pro udržení stability v předozadním směru prostřednictvím flexorů a extenzorů hlezenního kloubu. Pokud jsou podněty silnější, již se zapojí „kyčelní“ strategie, při níž se uplatní větší silnější svaly, které jsou schopny vychýlení lépe vyrovnat. Kyčelní strategie vyrovnává zejména výchylky v mediolaterálním směru. Poslední možností je krok nebo úkrok (přemístění kontaktní plochy) označován jako „kroková“ strategie (Vařeka, 2002b; Winter, 1995).



Obrázek 4. Pohybové strategie k zajištění posturální stability: kotníková → kyčelní → kroková (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, 123)

2.4 Úrovně řízení motoriky

S postupným vývojem člověka došlo k diferencování motoriky vyžadující vývoj stále složitějších úrovní řízení. V průběhu vývoje a zrání CNS se motorický vývoj dítěte vytváří automaticky prostřednictvím aktivity svalů (Kolář, 2009). Podle Vařeky a Vařekové (2009) je proces vývoje motoriky člověka ovlivněn podmínkami z vnějšího prostředí a fyziologickými a biomechanickými vlastnostmi lidského těla. Mezi úrovně řídicí motoriku patří autonomní, spinální, subkortikální a kortikální úroveň (Obrázek 5). Tyto systémy od sebe nelze oddělit. V případě, že dochází k vykonání pohybu, se všechny úrovně na jeho procesu řízení podílejí (Véle, 2006).

2.4.1 Autonomní úroveň

Autonomní nervový systém (ANS) se podílí na řízení a udržení základních životních funkcí těla. Jsou zde ganglia, která se dělí na sympatikus a parasympatikus probíhající podél cév a skrze vnitřní orgány. Tím, že je systém propojen s míšními i mozgovými nervy, může rozhodovat o aktivitě vnitřních orgánů i svalů. Ovlivňuje i psychiku člověka, což můžeme pozorovat při stresové situaci. Správná funkce pohybového aparátu je spojena se správnou funkcí ANS, proto ve fyzioterapii musíme brát ohledy a nezapomínat i na tuto stránku řídicího systému.

Jak uvádí Véle (2006), autonomní úroveň je nejjednodušší úroveň, která odpovídá na okamžitou situaci uvnitř nebo vně organismu.

2.4.2 Spinální (kmenová) úroveň

Mícha je nejnižším motorickým ústředím, kam přicházejí informace z proprioceptorů a exteroceptorů (Trojan, 1999).

Této úrovni řízení motoriky odpovídají jednoduché, vrozené „primitivní“ reflexy jako je např. chůzový automatismus, Galantův či suprapubický reflex, které značí zralost CNS. Jsou vybavitelné krátce po narození (do dvou měsíců věku), a to z důvodu, že svaly s antagonistickou funkcí ještě nemají schopnost synchronizace – koaktivace, kokontrakce (Kolář, 1998). Primitivní reflexy jsou přítomny v průběhu celého vývoje, ale jsou postupně překrývány vyšší úrovní řízení motoriky. Tudíž pokud nalezneme vybavitelnost těchto reflexů v dospělosti, ukazuje to na patologii v CNS, např. stav po cévní mozkové příhodě, traumatu mozku apod. (Kolář, 2009).

2.4.3 Subkortikální (podkorová) úroveň

Dle Oplové (2012) volně navazuje na úroveň spinální a je jí nadřazena. Je řízena centry v prodloužené míše, mozečku, mozkovém kmeni, thalamu a bazálních ganglií (Holubářová, 2011).

Objevuje se kolem 2. měsíce života, tedy v období, kdy se začínají postupně vyvíjet posturálně-lokomoční funkce. Začíná se rozvíjet koaktivita tonických a fázických svalů (Kolář, 1998). Tyto funkce jsou rozděleny na dvě fáze:

1. posturální stabilizace trupu (do 3. – 4. měsíců)
2. lokomoce (po 3. – 4. měsíci).

Posturální stabilizace tvoří základ pro vertikalizaci i pohyb jiných částí těla. Základem pro správnou posturální stabilizaci je ideální postavení hrudníku, páteře, pánve a vzájemná souhra svalů podílejících se na stabilizaci těchto segmentů (Oplová, 2012). Na základní posturu poté navazuje lokomoce. Dochází k diferenciaci funkcí, protože je možné oddělit pohyby horních končetin, dolních končetin, pánve či páteře.

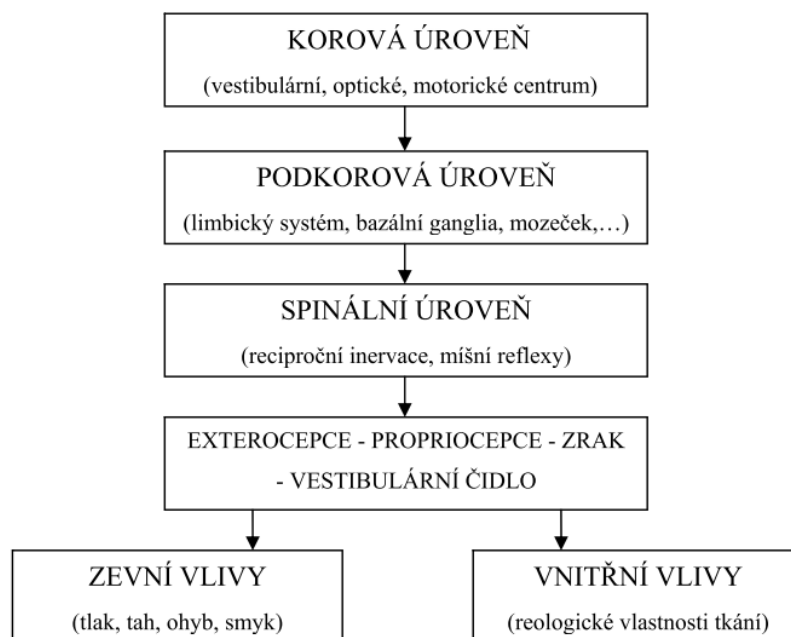
Organismus se přizpůsobuje vnějším a vnitřním podmínkám, se kterými se setkává v rámci pohybu. Dochází k automatizaci a následné kontrole opakovaných pohybových činností. Pokud proudí do CNS nociceptivní informace, dochází ke vzniku náhradních pohybových programů (Véle, 2006).

2.4.4 Kortikální (korová) úroveň

Jedná se o nejvyšší stupeň úrovně řízení motoriky. Řízení na této úrovni je uvědomělé, účelové, naplánované neboli volní (Pfeiffer, 2007). Pohyb je zajišťován především na úrovni mozkové kůry. Véle (2006) uvádí, že na provedení volní motoriky se podílí psychika člověka, vědomí, intelekt a jeho osobnost.

Volní pohyb je považován za vědomý, ale jak popisuje Holubářová (2011), vědomé je pouze spuštění pohybového vzoru a jeho průběh pak již probíhá na podvědomé úrovni.

Kortikální úroveň nám umožňuje získat představu o pohybu, schopnost korekce pohybu, plánování a provedení pohybu a naučení se nových dovedností, které si postupem času osvojíme. Poruchy těchto motorických funkcí se označují jako vývojová dyspraxie (Oplová, 2012).



Obrázek 5. Řízení motoriky (Kalvasová, 2009, 88)

2.5 Somatognozie a stereognozie

Z důvodu, že se diplomová práce věnuje rozložení zatížení dolních končetin při vybraných cvičebních pozicích, budou popsány i schopnosti somatognozie a stereognozie, které jsou využívány právě pro uvědomění si rozložení zatížení v daných pozicích. Neméně důležitým v této problematice je i senzomotorický systém, který má vliv na řízení motoriky člověka a Metoda senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové.

V průběhu dozrávání CNS se postupně utváří i schopnost vědomí vlastního těla (somatostezie) a jeho uvědomění si vzhledem k okolí. Vzniká somatognostická a stereognostická funkce. Kolář a Druga (2009) popisují **somatognozii** jako schopnost uvědomění si vztahů mezi vlastním tělem a prostředím. Tichý (2003) ji popisuje jako rozeznávání tělesného schématu. Správný rozvoj somatognozie je zajišťován prostřednictvím parietálních laloků. K tomu, abychom mohli vnímat tělesné schéma, je zapotřebí získávat informace ze zrakového, vestibulárního, taktilního systému i informace z proprioceptorů (Kolář, 2009).

Kolář (2007, 14) definuje **stereognozii**: „Stereognostickou funkci lze charakterizovat jako schopnost prostorového vnímání kontaktu se zevním prostředím (bez pomoci zraku) ve vztahu k našemu tělesnému schématu.“ Jinou definicí je schopnost rozpoznat předměty jen pomocí

hmatu, bez zrakové kontroly (Vojta & Peters, 2010). Nejedná se jen o hmatové funkce, ale zahrnuje i kognitivní proces při získávání vzruchů z oblasti rukou (Kolář, 2009; Vojta & Peters, 2010).

Dobrá kvalita těchto funkcí je velmi důležitá pro funkce motorické. Pacienti, u kterých se vyskytují chronické potíže pohybového systému, mají zhoršenou kvalitu cití. Primární příčinou abnormálních, neekonomických pohybových stereotypů, které přetěžují určité oblasti pohybového systému, může být tedy právě špatná představa o svém těle. Tím, že jedinci využívají nevhodné pohybové stereotypy dlouhodobě, vznikají chronické bolesti (Kolář, 2009).

Somatognozie úzce souvisí s propiocepcí. Podle kvality propiocepce můžeme usuzovat, zda bude u pacientů narušena představa o vlastním těle (Psalmanová, 2012).

Podle toho, jak kvalitní jsou somato a stereognozie, můžeme také hodnotit schopnost provádění izolovaných pohybů a kontrolované relaxace. Jedná se o pohybovou diferenciaci, což znamená schopnost jemného pohybového rozlišení. Jedinec je uzpůsobený k provedení selektivního pohybu v jednom segmentu bez pohybu v segmentech jiných (Kolář & Lepšíková, 2009). V případě, že dojde k poruše obou těchto funkcí, mluvíme podle Koláře (2007) o tzv. „tělesné slepotě“.

Kvalita somatognozie a stereognozie má velký vliv na vznik komplikací při reedukaci pohybu po úrazech či operacích. Pro schopnost vědomého rozložení zatížení po úrazech je nutné mít dobrou představu o svém těle. Při jejich poruše může dojít u pacientů ke špatnému přizpůsobení se operacím či k selhání operačního výkonu (Kolář, 2009). Proto je nutné pacienty před operačním výkonem vyšetřit z hlediska stereo a somatognozie. Pokud je odhalena porucha těchto funkcí, je vhodné zařadit do rehabilitace některou z metod pro uvědomění si vlastního těla. Příkladem takového cvičení je Feldenkreisova nebo Alexandrova metoda (Psalmanová, 2012).

2.5.1 Vývoj somatognozie a stereognozie

Vývoj somatognozie je dán geneticky a začíná se vytvářet již v nitroděložním vývoji s pokračováním po narození. Pro vývoj je důležitý první rok života dítěte, kdy se jednotlivé části těla dostávají do tělesného schématu. Postupné vyzrávání stereognostických a somatognostických funkcí se děje současně s vývojem funkcí motorických. Podle zrání těchto funkcí můžeme určit stupeň motorického vývoje dítěte a naopak (Lepšíková, Čech, & Kolář, 2013).

U novorozenců můžeme do určitého věku vyvolat motorickou odpověď pomocí tzv. primitivních reflexů (viz výše). Tyto reflexy jsou úzce spjaty s vývojem stereognozie a somatognozie. Postupně vzniklá schopnost stereognozie dává dítěti možnost úchopu a opory. Můžeme tedy říci, že ruku v ruce jde zánik primitivních reflexů, rozvoj stereognozie a schopnost provádění selektivních pohybů (Kolář, 2007).

Vývoj stereognozie začíná v oblasti zad v průběhu prvního a druhého trimenonu. Pokud podráždíme dítě na zádech např. položením hračky na tuto oblast, je dítě již schopno tento podnět zpozorovat a na tuto změnu zareagovat zaujetím jiné polohy. Při exteroceptivním dráždění na straně hypothenaru vidíme možnost laterálního úchopu (generalizovaného úchopu) spjatým s rozvojem stereognozie na malíkové straně dlaně. Tento úchopový reflex mizí kolem 3. měsíce. V průběhu druhého trimenonu se stereognozie rozvíjí i na straně thenaru, a tím i celé ruky. Uplatňuje se radiální úchop. Dítě kolem 5. měsíce věku je schopno se v poloze na bříšku opřít o kořeny rozevřených dlaní. Do 9. měsíce je dítě schopno opozice palce, pinzetového a kleštičkového úchopu. Dále se dítě připravuje na vertikalizaci, která je závislá na rozvoji stereognozie v oblasti planty. Ta se vyvíjí souběžně s oporou dolní končetiny (Kolář, 2009).

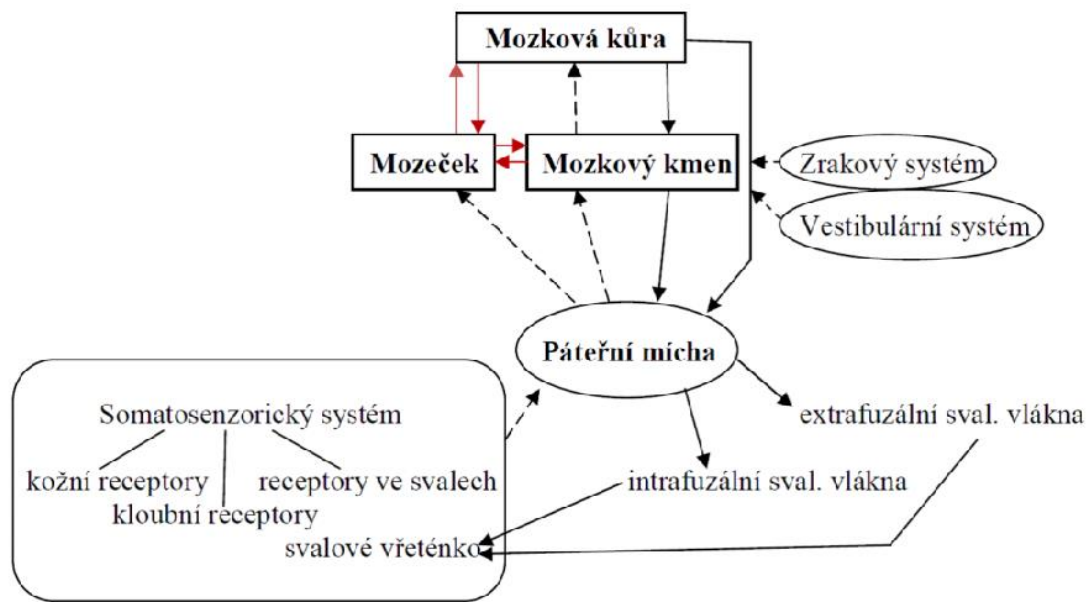
Kolem 8. týdne věku se objevuje první náznak somatognozie, kdy si dítě v poloze na zádech spojí obě ruce před svým tělem. V této poloze si ve třech měsících ohmatává třísla a genitálie a dotýká se vzájemně prstci obou nohou. S dalším vývojem ve 4,5 měsících je schopno nohy spojit mediálními stranami, což se postupně v 6. měsíci dotáhne k dokonalosti spojením celých plosek nohou a nadzvednutím pánve tak, že je dítě schopno spojit si ruce a nohy (Kolář, 2009).

2.6 Senzomotorický systém

Už v 50. a 60. letech minulého století Vladimír Janda udával, že je nemožné oddělit senzorický a motorický systém od sebe v rámci řízení motoriky člověka, proto zavedl termín senzomotorický systém (Page, 2006).

Senzomotorický systém představuje aferentní, eferentní a centrální integrační zpracovávací mechanismy (Obrázek 6). Aferentní (dostředivé) dráhy zajišťují vstup do třech stupňů motorického řízení, a to míchy, mozkového kmene a mozkové kůry a do dalších přidružených oblastí, jako je např. mozeček (Riemann & Lephart, 2002). Jak popisuje Harrison a Shaffer (2007), na úrovni spinálního řízení motoriky dochází k reflexnímu zpracování informací,

u podkorové a korové úrovně jsou generovány jemnější a přesnější pohyby.

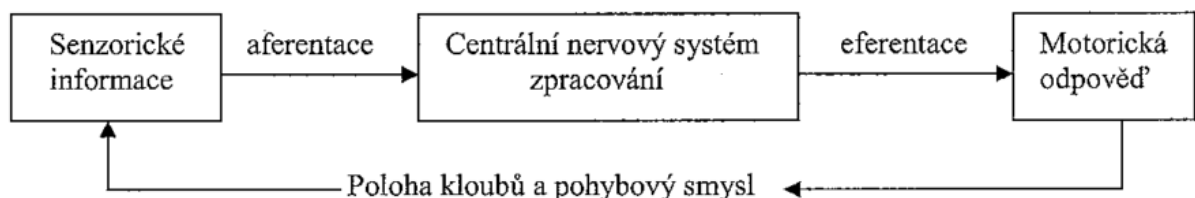


Obrázek 6. Senzomotorický systém (upraveno dle Riemanna& Lepharta, 2002, 74)

Vysvětlivky:

- plné linky – eferentní dráhy
- přerušované linky – aferentní dráhy
- červené linky – přidružené oblasti

Senzorické informace se napojují na motorickou odpověď prostřednictvím CNS a PNS. Aferentní informace přicházející z vnějšího prostředí jsou zpracovány CNS, která pak pošle informace zpět do motorického systému, čímž je udržována stabilita. Na tom se podílí zrakový i vestibulární systém, ale nejdůležitějším jsou periferní mechanoreceptory. Vzniklá motorická aktivita poskytuje zpětnou vazbu k pokračování cyklu (Obrázek 7). V případě, že dojde k dysfunkci některé části senzomotorického systému, odrazí se to i v jiných částech tohoto systému (Page, Frank, & Lardner, 2010).



Obrázek 7. Cyklus senzomotorického systému (upraveno podle Page, Franka, & Lardnera, 2010, 13)

Motorické neurony mohou být aktivovány prostřednictvím přímé odpovědi na periferní sensorickou informaci (reflexně) nebo jako odpověď na požadavky jdoucích z vyšších center (descendentní, eferentní příkazy). V obou případech mohou být tyto informace regulovány přidruženými (asociačními) oblastmi. Všechny eferentní dráhy se sbíhají k alfa- a gama-motoneuronům v předních rozích míšních. Kontraktí intrafuzálních a extrafuzálních svalových vláken vznikají nové stimuly, které jsou předávány periferním mechanoreceptorům a jdou do svalů (Riemann & Lephart, 2002; Pavlů & Novosádová, 2001).

2.6.1 Metoda senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové

Metodu senzomotorické stimulace (SMS) vypracoval český rehabilitační lékař a neurolog profesor Václav Janda společně s rehabilitační pracovnící Marií Vávrovou. Metoda vychází z konceptu Freemana a dále z metody dle Herveou a Messeana.

Freeman kladl důraz na propioceptivní aferentaci z kloubu. Zabýval se problematikou instability hlezenního kloubu vzniklé na podkladě tzv. deaferentace – špatného vedení impulsů z poraněného kloubu směrem k CNS. K léčbě takto vzniklé instability hlezna využíval balančních pomůcek, jako je válcová či kulová úseč. Na rozdíl od metodiky dle Freemana je metodika Senzomotorické stimulace využívána u širší oblasti diagnóz, proto je velmi známou a oblíbenou terapeutickou metodou (Janda & Vávrová, 1992; Page, 2006). Pavlů (2003) spatřuje hlavní využití především u poúrazových stavů hlezenního kloubu, nestabilního kolene, u chronických vertebrogenních syndromů, idiopatických skolióz, svalových dysbalancí, poruch hlubokého čítí či u vestibulárních a mozečkových lézí. Metodu SMS můžeme využít i preventivně pro udržení celkové kondice nebo jako prostředek proti riziku pádů u seniorů. Pro dobrý výsledek terapie je však důležitá spolupráce pacienta (Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

Metoda senzomotorické stimulace je založena na neurofyziologickém podkladě využívající aktivace propioceptorů, exteroceptorů a motorického učení (Pavlů, 2003). Vychází z motorického učení o dvou stupních. V prvním stupni se pacient snaží zvládnout nový pohyb a vytvořit tak základní funkční spojení. Výrazně se zapojuje mozková kůra, především parietální a frontální lalok, čili sensorická a motorická oblast. Tento stupeň je pro pacienty únavný a náročný, proto se snažíme přesunout řízení na nižší úroveň. Ve druhém stupni motorického učení již pracují podkorová regulační centra, kdy dochází k vytvoření určitého stereotypu. Pohyb je tedy již méně náročný, rychlejší a automatický. Pokud ale dojde

k zafixování si určitého pohybového stereotypu, je tento stav již velmi těžko ovlivnitelný (Janda & Vávrová, 1992).

Cílem metodiky je dosažení automatické reflexní aktivace daných svalů na takové úrovni, kde není potřeba výrazné korové kontroly daného pohybu (Janda & Vávrová, 1992; Page, 2006; Pavlů, 2003). Metoda SMS věnuje zvláštní pozornost receptorům v kůži, na plosce nohy, v oblasti šije a pánve k dosažení automatické, reflexní aktivace svalů. Proprioceptory z těchto oblastí hrají hlavní roli při řízení držení těla a vlivem aktivace spino-cerebello-vestibulárních drah a center se podílejí na ovlivňování stoje a provedení koordinovaných pohybů. Metodika tedy neovlivňuje jen svalovou koordinaci, ale i reaktivitu (Page, 2006).

Samotné cvičení probíhá ve vertikální poloze po předchozí normalizaci struktur na periferii a úpravě svalových dysbalancí. Měli bychom se zaměřit na ovlivnění měkkých tkání a kloubů v klíčových oblastech. Věnujeme se obnově kloubní vůle, odstranění blokády či uvolnění zkrácených svalů. Cvičení probíhá na boso, abychom dosáhli zvýšeného toku aferentních informací z proprio a exteroceptorů z oblasti nohou. Při cvičení postupujeme od korekce distálních částí k proximálním, tedy od nohou, přes kolena, pánev až po správné nastavení ramen, krku a hlavy.

Metodický postup je stanoven individuálně, ale začíná od nejlehčích cviků po nejnáročnější. Ze začátku se provádí cviky na pevné podložce a postupně se přechází k labilním plochám. Postupuje se od menšího počtu opakování po větší, od základních cviků po složitější kombinace, od stoje na obou dolních končetinách po stoj na jedné dolní končetině. Především na začátku je velmi důležitá kontrola a vědomá korekce držení těla zkušeným terapeutem (Janda & Vávrová, 1992; Liebenson, 2001).

Janda, Vávrová, Herbenová a Veverková (2007) uvádí, že už i krátký trénink SMS zlepšuje držení těla a stabilitu a umožňuje si zafixovat nové pohybové programy.

V metodice SMS jsou využívány mnohé balanční pomůcky, jako jsou kulové či válcové úseče, balanční sandály, míče, točna, minitrampolína. Avšak pomůcky jsou využívány v případě, že pacient zvládne nejprve cvičení bez nich.

Začínáme nácvikem malé nohy a korigovaného stoje. Po zvládnutí těchto základních cviků přecházíme k balančnímu cvičení, jako jsou půlkroky dopředu a dozadu, výpady a výskoky, které cvičíme nejprve na zemi a poté na labilních plochách. Nacvičujeme správné držení těla při chůzi, chůzi po balančních pomůckách či v balančních sandálech. Náročnost všech cviků

můžeme zvyšovat zařazením pohybů horních končetin, podřepů, chytáním míčku nebo postrky do pacienta stojícího na balanční podložce (Kolář, 2009). Podstatou cvičení je udržení rovnováhy a správné postury pomocí zraku, vestibulárního systému, exterocepce a propiocepce (Page, 2006). Janda a Vávrová (1992) kladou důraz na to, aby cvičení v rámci SMS bylo vždy upravováno individuálně pro každého pacienta.

Trénink SMS bychom měli začlenit i u poúrazových stavů kolenního kloubu, kde se jeví jako velmi vhodný, a to zvláště u poranění LCA (Risberg et al., 2004).

Použití prvků senzomotorické stimulace je vhodné i v rámci prevence úrazů či svalového přetížení ve sportu, což zkoumala studie Mallioua et al. (2004), která sledovala sto zdravých mladých fotbalistů v průběhu sezóny. Výsledek studie ukázal, že balanční cvičení může snížit nejen výskyt zranění, ale také závažnost poranění dolních končetin.

2.7 Kolenní kloub

Důležité je i popsání problematiky kolenního kloubu, jeho zranění a možností léčby, protože do výzkumu byli vybráni probandi, kteří prodělali trauma měkkých tkání kolenního kloubu.

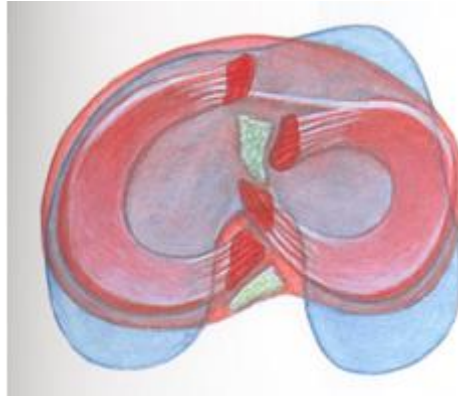
2.7.1 Anatomie kolenního kloubu

Articulatio genus, neboli kolenní kloub, je největším a nejsložitějším kloubem v lidském těle. Jedná se o složený kloub, ve kterém artikuluje femur, tibie a patela. Můžeme ho rozdělit na femoropatelární a femorotibiální skloubení (Stewart & Hall, 2006). Styčné plochy femuru a tibie si neodpovídají svým tvarem ani velikostí, proto jsou mezi ně vloženy chrupavčité destičky, tzv. menisky (Čihák, 2011). Lubrikace, roztírání synoviální tekutiny a napínání kloubního pouzdra tak, aby nedošlo k jeho uskřínutí (Bartoníček & Heřt, 2004), přenos zatížení, kloubní stabilita a propiocepce, jsou hlavními funkcemi menisků (Aschwini et al., 2013). Menisky jsou dva, vnější a vnitřní (Obrázek 8).

Meniscus medialis je větší a oválný, má tvar písmene C. Jeho rohy se upínají do přední a zadní interkondylární plochy. Je pevně spojen s vnitřním postranním vazem, proto je i méně pohyblivý a bývá častěji poškozen. Meniskus nepokrývá celou vnitřní plochu tibie. Do předního rohu se upínají vlákna předního zkříženého vazy (LCA), zadní okraj je spojen se šlachou m. semimembranosus (Kapanji, 1987).

Meniscus lateralis je oproti mediálnímu menisku menší, polokruhovitý, ve tvaru písmene O. Je více pohyblivý a pokrývá téměř celou plochu zevního kondylu tibie, Kapanji (1987) udává,

že do jeho zadního rohu se upínají vlákna zadního zkříženého vazu (LCP) a na zadní stranu poté m. popliteus (Dylevský, 2009).



Obrázek 8. Vztah kloubních ploch femuru a tibie s vloženými menisky. Pravá strana, pohled shora (Čihák, 2011, 325)

Kloubní dutina je ohraničená kloubním pouzdrém, které je velmi silné a je zpevněno pomocí postranních vazů. Ty se napínají při pohybu do extenze v koleni, zatímco při flexi jsou uvolněny. Kolaterální vazy zodpovídají za mediolaterální stabilitu kolenního kloubu.

Vnitřní kolaterální vaz (lig. collaterale mediale – LCM) je širší, ploché a srůstá s kloubním pouzdrém i mediálním meniskem. Začíná na vnitřním epikondylu femuru s úponem na vnitřní straně holenní kosti. Stabilizuje abdukci a zevní rotaci bérce (Dungl, 2005). Jeho funkci posilují m. sartorius, m. gracilis a m. semitendinosus.

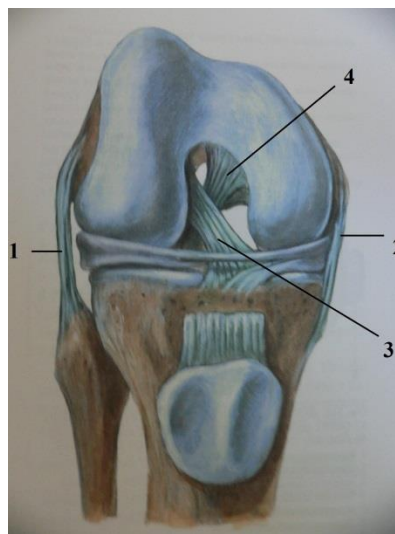
Zevní kolaterální vaz (lig. collaterale laterale – LCL) s kloubním pouzdrém nesrůstá. Jde od vnějšího kondylu femuru k hlavičce fibuly. Stabilizuje addukci bérce. Jeho stabilizační funkci posilují m. popliteus, lig. popliteum arcuatum a tractus iliotibialis. Kapanji (1987) uvádí, že LCL je oproti LCM více odolnější a pružnější.

Uvnitř kloubu probíhají nitrokloubní zkřížené vazy (Obrázek 9). Jsou považovány za nejmohutnější stabilizátory kolene. Zajišťují anteroposteriorní stabilitu při flexi v kolenním kloubu a omezují vnitřní rotaci. Při přílišném uvolnění vazů vzniká podle Věleho (2006) viklavé koleno.

Přední zkřížený vaz (lig. cruciatum anterius - LCA), který začíná na vnitřní ploše laterálního kondylu femuru a upíná se do oblasti area intercondylaris anterior tibie. Skládá

se ze tří svazků, které nemají stejnou délku a při pohybu se napínají postupně. LCA se podílí především na stabilizaci ventrálního posunu tibie, dále na omezení vnitřní rotace tibie a společně s LCP limituje hyperextenzi a hyperflexi v kolenu (Whiting & Zernicke, 2008). Kromě své mechanické funkce má i podstatnou funkci senzickou. Pavlů a Novosádová (2001) upozorňují na to, že v průběhu vazy se vyskytuje velké množství receptorů (Golgiho, Ruffiniho a Paciniho tělíska) a volných nervových zakončení.

Zadní zkřížený vaz (lig. cruciatum posterius – LCP) rozepjatý od zevní plochy vnitřního kondylu femuru do area intercondylaris posterior tibie a zezadu kříží LCA. Je tvořen dvěma svazky. LCP je primárním stabilizátorem dorzálního posunu tibie.



Obrázek 9. Vazy kolenního kloubu (Čihák, 2011, 329)

Vysvětlivky:

- 1 – lig. collaterale laterale
- 2 – lig. collaterale mediale
- 3 – lig. cruciatum anterius
- 4 – lig. cruciatum posterius

Bartoniček a Heřt (2004, 185) uvádí: „Vazivový aparát kolenního kloubu je nejmohutnější a nejkomplicovanější ze všech končetinových kloubů.“

2.7.2 Biomechanika kolenního kloubu

„Kolenní kloub musí plnit dva protichůdné požadavky: umožnit stabilitu při současné mobilitě.“ (Véle, 1997, 217). Koleno má velkou stabilitu při extenzi, když je kloub vystaven velkému zatížení daného hmotností těla. Naopak ve flexi je málo stabilní a je vystaveno riziku poranění vazů a menisků.

Aktivními pohyby v kolenním kloubu jsou flexe, extenze, zevní a vnitřní rotace. Další pohyby lze provést jen pasivně. Jsou to pohyby translační (v anteroposteriorním a mediolaterálním směru) či valgotizace a varotizace kolene (Kapanji, 1987).

Základní postavení kolenního kloubu je plná extenze (0°). Z tohoto postavení můžeme provést ještě hyperextenzi do 5°, u hypermobilních jedinců bývá až 15°.

V základním postavení jsou zkřížené i postranní vazy napnuty, femur naléhá na tibií. V této poloze je koleno uzamčeno, je ve stabilní poloze. Pro pohyb do flexe je nutné odemčení kolene (Dylevský, Navrátil, & Kubálková, 2001). Největší rozsah pohybu do rotace je možné ve flexi 45-90° (Kapanji, 1987).

Pohyb do *flexe* se děje v několika fázích:

1. *Počáteční rotace* – tibiie se točí dovnitř. Je spojena s flexí do 5° pohybu. Mediální kondyl femuru se posouvá, laterální rotuje. Dochází k uvolnění LCA a postranních vazů. Tato fáze je označována jako odemčení kolene. Kolář (2009, 162) uvádí: „Při noze fixované na podložce (při uzavřeném kinematickém řetězci) se femur otáčí zevně, při noze volné (při otevřeném kinematickém řetězci) se pootočí bérec spolu s nohou, resp. špičkou nohy dovnitř. Rozsah rotace se zvětšuje s postupnou flexí, a to hlavně během prvních 30° flexe.“
2. *Valivý pohyb* – kondyly femuru se valí po plochách tvořených tibií a menisky.
3. *Posuvný pohyb* – dokončuje flexi, v konečné fázi flexe mění menisky svůj tvar a spolu s kostí stehenní se posunují po tibií dozadu (Čihák, 2011).

Laterální meniskus se pohybuje více než mediální. Patela při flexi klouže distálně.

Rozsah flexe je 130-160° (Čihák, 2011; Dylevský, Navrátil, & Kubálková, 2001). Kolář (2009) uvádí rozsah 120-150°. Kapanji (1987) popisuje větší rozsah pohybu do flexe při současné flexi v kyčelním kloubu (140°) a menší při extenzi v kyčli (120°).

Rychlíková (2002) ještě uvádí, že pohyb do flexe může být omezen mohutnou svalovou hmotou stehna nebo lýtky, či zkrácením m. quadriceps femoris.

Na flexi se podílejí m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. gracilis, m. sartorius, m. popliteus a m. triceps surae (Hanzlová & Hemza, 2009).

Při pohybu do *extenze* probíhá celý proces opačně, než je tomu u flexe. Začíná posuvným pohybem dopředu a končí rotací tibie zevně, která kolenní kloub opět uzamkne (Dylevský, Navrátil, & Kubálková, 2001).

Extenze v kolenním kloubu je limitována napětím zadní částí kloubního pouzdra a vazů (Janda & Pavlů, 1993).

Extenze je uskutečňována prostřednictvím m. quadriceps femoris, kterému pomáhají m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus tahem za tractus iliotibialis (Čihák, 2011).

Rotace jsou v kolenním kloubu možné jen při současné flexi, kdy je koleno odemčené. *Vnitřní rotace* je umožněna díky m. semimembranosus a m. semitendinosus, jimž pomáhá m. sartorius, m. gracilis a m. popliteus. Její rozsah je 5-10°. Na *zevní rotaci* se podílí m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Její rozsah je 30-50° (Dylevský, 2009; Čihák, 2011).

2.7.3 Poranění kolenního kloubu

Jak již bylo dříve zmíněno, koleno má dvě protichůdné funkce. Pohyblivost, která umožňuje měnit polohu sousedních segmentů a pevnost poskytující pevnou oporu. Proto je kolenní kloub velmi důležitý, ale i poměrně zranitelný článek pohybového systému (Švejcar & Šťastný, 2013).

Chaloupková et al. (2001) rozdělují poranění kolene na poranění tvrdého kolene (zranění kostí a kloubů) a poranění měkkého kolene (struktur, které nejde vidět na rentgenu).

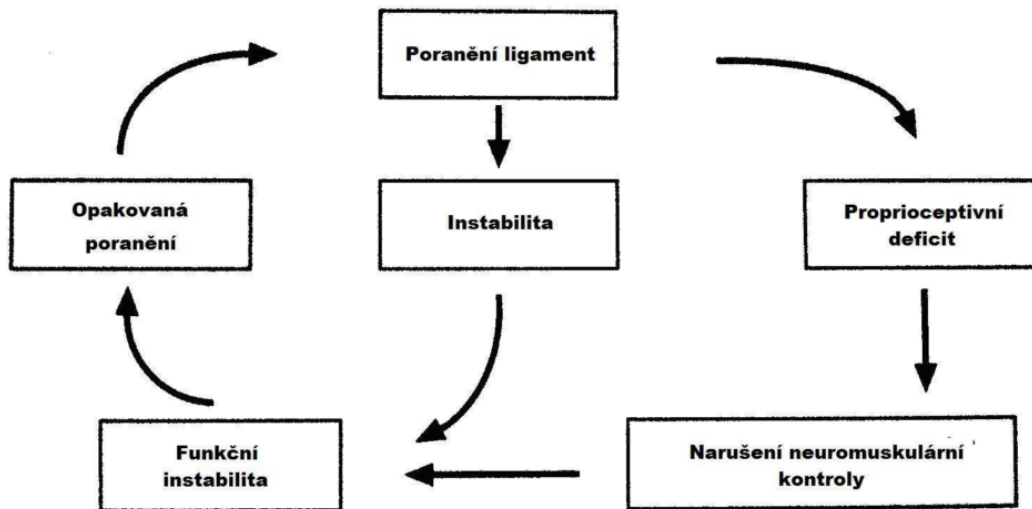
2.7.3.1 Poranění měkkého kolene

Typ poranění měkkých struktur kolene závisí na mechanismu úrazu. Může vzniknout při náhlém zastavení, rotaci, náhlé změně pohybu nebo přímým násilím s páčením do valgozity či varozity nebo při hyperextenzi (Chaloupková et al., 2001).

Kolář (2009) uvádí, že poranění měkkého kolene je typický sportovní úraz.

Za hlavní faktor vzniku poranění měkkého kolene je považována porucha nervosvalové kontroly dynamické stabilizace kolene a její zpětné kontroly – propiocepce. Dochází k poruše koordinace a timingu stabilizačních svalů, jsou narušeny vzorce aktivace, zpomaluje se reakční čas i dosažení momentu síly. Každá léze struktury měkkého kolene se projeví poruchou propiocepce, což následně zhoršuje dynamickou stabilizaci kloubu a jeho celkovou

funkci. Vzniká tedy funkční kloubní instabilita (Obrázek 10). Jedinci často uvádí pocity nejistoty nebo „giving way fenomén“, neboli náhlé podklesávání kolene (Mayer & Smékal, 2004; Lephart & Fu, 2000).



Obrázek 10. Schéma kloubní instability (upraveno podle Lepharta & Fua, 2000, 15)

U jedinců s poraněním LCA byla zjištěna změna ve vnímání kolene v porovnání se zdravou populací. Mandeep, Kamal a Sharad (2011) uvádí, že úplná ruptura LCA vede ke snížení propriocepce u poraněného kolenního kloubu. Pokud je provedena plastika, dochází tak i k úpravě propriocepce kolene. Je uváděno, že po rekonstrukci LCA mají pacienti lepší propriocepci, než ti, kteří plastiku nepodstoupili (Anders, Venbrocks, & Weinberg, 2008). Rekonstrukce LCA hraje tedy roli pro zajištění stability kolenního kloubu i v proprioceptivní funkci.

Della Villa, Ricci, Perdisa, et al. (2015) se ve své studii zabývali faktory, které ovlivňují výsledky a dobu rekonvalescence jedinců po rekonstrukci předního zkříženého vazů. Do studie bylo vybráno 95 jedinců, kteří podstoupili operaci po zranění LCA. 43 % z nich mělo izolovanou lézi LCA a 57 % mělo další přidružená poranění kolenního kloubu. U 82 pacientů byl použit autoštěp z hamstringů, u 9 aloštěp a zbylých 4 autoštěp z ligamentum patellae. 87 jedinců byli rekreační sportovci a 8 sportovalo na profesionální úrovni. 43 % pacientů používalo po operaci ortézu. Doba, ve které se začalo rehabilitovat, činila $8,6 \pm 6$ dní. Pacienti podstoupili na základě rehabilitace individuální terapii a cvičení v bazénu. Protokol u každého jedince hodnotil schopnost chůze bez berlí, běhání na běhátku a vrácení se ke sportovním aktivitám. Ze studie vyplývá, že výsledky a dobu rekonvalescence

u lidí po rekonstrukci LCA ovlivňuje věk, přítomnost poranění kolaterálních vazů kolene, používání ortézy po operaci a sportovní aktivita před operací. Pacienti byli schopni chůze bez holí asi za $29,6 \pm 9,5$ dne, a běhu za $81,4 \pm 3$ dny. U mladších jedinců (pod 20 let) a těch, kteří aktivně sportovali na vysoké úrovni, byly shledány lepší výsledky po operaci a kratší doba léčby. Naopak u těch, kteří měli přidružená poranění postranních kolenních vazů, a jedinců používajících ortézu, se doba rekonvalescence prodloužila.

Další studie se zabývala proprioceptivní funkcí kolenního kloubu po 2 letech od rekonstrukce LCA (Chouteau, Testa, Viste, et al., 2012). Výzkumu se účastnilo 15 jedinců (v průměrném věku 29 let), kteří podstoupili rekonstrukci LCA. U 13 z nich byl použit štěp z ligamentum patellae a ve 2 případech štěp z m. semitendinosus. Doba od poranění do operace činila asi 7,8 měsíců. Byla měřena aktivní i pasivní propriocepce a volnost pohybu do rotace při zatížení DKK při 0° , 30° , 60° a 90° flexi v koleni. U každého jedince bylo měřeno jak koleno po traumatu, tak zdravé koleno. Byl použit Polaris[®] System. Pacientovi byly na každou DK (na stehno a lýtko) umístěny 3 snímače. Měření rotačního pohybu probíhalo ve stoje s plnou extenzí v koleni, kdy DKK byly asi ve 20 cm vzdálenosti od sebe. Pacient měl za úkol provést maximální vnitřní rotaci trupu a poté se vrátit do neutrální pozice, to samé i pro zevní rotaci. Stejným způsobem probíhalo i měření ve 30° flexi v koleni. Každé měření proběhlo 5x. Propriocepce byla měřena vsedě s koleny v 90° flexi a zakrytými očima. Pro aktivní propriocepci byl pacient vyzván k tomu, aby flektoval koleno a zastavil se ve 30° , 60° a 90° . Podobně probíhala zkouška na pasivní propriocepci, kdy vyšetřující pasivně flektoval koleno pacienta, který byl zainstruován, aby řekl „stop“ v pozici 30° , 60° a 90° flexe. Jedinec byl otestován ve třech pokusech. Výsledky ukazují, že nedošlo ke statisticky významnému rozdílu mezi zdravým kolenem a kolenem po rekonstrukci LCA u testů rotace ani propriocepce. K lepším výsledkům se došlo při testech aktivní propriocepce, než u pasivní. Zevní rotace byla větší než vnitřní rotace u zdravého i poraněného kolene.

V další meta-analýze se sledovalo porovnání izokinetické svalové síly m. quadriceps femoris a hamstringů, dále i poměr zapojování hamstringů a m. quadriceps femoris u poraněného a zdravého kolene u pacientů s přetržením LCA (Kim, Lee, Ahn, et al., 2016). Do meta-analýzy byly vybrány studie, které se zabývaly pacienty po poranění LCA, kteří nepodstoupili operaci nebo měli před ní. Zdravé koleno u těchto pacientů bylo měřeno v rámci kontrolní skupiny. Dohromady bylo použito 13 studií, kterých se zúčastnilo 548 pacientů po traumatu LCA. Doba od poranění po zařazení do konkrétní studie činila 33 měsíců. Na základě výsledků práce můžeme říci, že u kolene po poranění předního zkříženého vazů dochází kompenzačně k oslabení m. quadriceps femoris a jako následek toho

dochází k aktivaci hamstringů, aby nedošlo k anteriorní subluxaci tibie u tohoto poranění. Zvýšená aktivace ischiokrurálních svalů snižuje zátěž na poraněné koleno a stabilizuje jej. Je patrné, že dochází i k oslabení svalové síly hamstringů, avšak 3x méně než je tomu u stehenního svalu. Dochází i k nepoměru mezi zapojováním hamstringů a m. quadriceps femoris. Svalová dysbalance může vést ke zvýšenému riziku dalšího zranění nebo k následnému rozvoji osteoartrózy, což udává i Kolář (2009).

Každá změna v postavení kolene vede k negativnímu ovlivnění celé dolní končetiny. Změny se pak odráží na celkové postuře, i v posturální stabilitě (Trnavský & Rybka, 2006). Změny stability se neprojevují jen na postižené dolní končetině, ale i na končetině druhostranné (Trulsson, Garwitz, & Ageberg, 2010).

Proto, že měření diplomové práce se účastnili probandi, kteří prodělali zranění předního zkříženého vazy, mediálního menisku nebo mediálního kolaterálního vazy, v dalších kapitolách budou popsány pouze tyto typy poranění kolenního kloubu.

2.7.3.1.1 Poranění ligamentum cruciatum anterius

Poranění LCA je nejčastějším poškozením kolenního kloubu. Bývá poraněn až 20x častěji než LCP (Hoch & Višna, 2004). Vaz bývá přetržen úplně (totální ruptura). Poranění může být přímé, tedy při kontaktu, nebo nepřímé, mnohem častější, a to násilnou abdukci a zevní rotací bérce. Příkladem je prudké zpomalení pohybu a rotační pohyby, ke kterým dochází především při kontaktních sportech, běhu nebo skocích (Hart & Štipčák, 2010). Je popisováno také častější riziko zranění LCA u žen než u mužů, což může být zapříčiněno laxicitou vaziva, menší svalovou hmotou, opožděnou svalovou odpovědí nebo vlivem hormonů.

Dysfunkce se projevuje pocitem nejistoty, nevykonností kloubu, podklesáváním kolene, opakovanými náplněmi kloubu. Pacienti často popisují slyšitelné lupnutí. Bývá přítomen časný hemartros (krvavý výpotek kloubu), otok kolene a omezená hybnost pro bolest (Dungl, 2005). U poranění LCA se hemartros objevuje 6-24 hodin po úraze (Pauček, Smékal, & Holibka, 2014).

Insuficience LCA je spojena s nadměrným posunem tibie dopředu a její rotací.

Poranění bývá někdy spojeno s poraněním vnitřního menisku a přetržením ligamentum collaterale mediale. Tato kombinace poranění se nazývá „nešťastná triáda“.

Při poškození LCA je zhoršena posturální stabilita až o 25 %. Pacienti s problémem LCA jsou ohroženi větším rizikem pádů, na základě čehož stoupá i riziko dalšího poranění kolenního kloubu (Brattinger et al., 2013).

Terapie LCA bývá zaměřena zpočátku na zmírnění bolesti a otoku. V časně fázi po poranění se snažíme o obnovu plné zátěže a svalové aktivity vedoucí k obnovení pohybu v kloubu (zejména plné extenze).

Na volbě další terapie se podílí věk pacienta a stupeň jeho aktivity, přidružená poranění menisků či ostatních vazů, stupeň nestability kloubu a motivace pacienta (Dungl, 2005). Na základě těchto faktorů vybíráme z následujících variant:

1. Konzervativní terapie – provádí se odlehčující punkce, imobilizace ortézou na 2-4 týdny se současným izometrickým cvičením a mobilizací pately (Hoch & Višna, 2004). Konzervativní postup se ale nedoporučuje, protože v mnoha případech dochází k chronické instabilitě kolene, k oslabení svalů v oblasti kolenního kloubu a k rozvoji poúrazové artrózy (Smékal, Kalina, & Urban, 2006).

2. Časná artroskopie – provádí se do 72 hodin po úraze. U ruptur, které jsou v místě úponu, se provádí primární reinzerce pomocí PDS (polydioxanon) stehu nebo drátěné kličky. Střední část vazů je minimálně prokrvená, proto se tzv. interligamentózní ruptury k primární sutuře vazů neindikují. Ale akutně provedená artroskopie umožní odstranit interpozit z LCA, ošetřit další patologie, odstranit hematoma a stanovit tak optimální rehabilitaci (Hoch & Višna, 2004).

3. Plastika vazů – v akutním stádiu po úraze se většinou primární plastika LCA neprovádí, pouze se čeká na zklidnění poúrazové synovity. K operaci se přistupuje po 6-12 týdnech od úraze, po obnovení plné hybnosti kloubu (Dungl, 2005). Plastika vazů je prováděna převážně u mladých sportovců do 40 let, kteří mají výrazné obtíže související s nestabilitou kolene a u těch, kteří mají přidružená poranění menisků nebo dalších vazů. Plastika je prováděna artroskopicky. Pro úspěšnost náhrady vazů musí být zajištěny tyto podmínky: dostatečně pevný štěp, přesné anatomické uložení štěpu a jeho správné napětí, pevná fixace štěpu, zajištění časného pohybu a funkční rehabilitace.

K rekonstrukci vazů se nejčastěji používají autogenní štěpy (štěpy z vlastního těla) z *lig. patellae* s kostními bločky z dolního úhlu pately a tuberositas tibiae (BTB) či ze šlach *m. semitendinosus* a *m. gracilis* (ST/G). Další možností je implantace štěpu ze šlachy *m. quadriceps femoris* nebo aloštěpů, a to nejčastěji při reoperacích (Hart & Štípacák, 2010).

BTB štěpy jsou vhodné pro mladé jedince a pro sportovce s vysokými nároky. Štěp se vhojí za 4-6 týdnů. Výhodou je dobrá iniciální pevnost a dobrý potenciál hojení mezi kostmi (Hart & Štipčák, 2010). S touto technikou je ale spojena nevýhoda bolestivosti v místě odběru štěpu (při kleku, patelární bolest).

ST/G se sice hojí déle, 8-12 týdnů, ale výskyt bolestivosti je menší. Výhodou této techniky jsou i menší incize potřebné pro operační výkon. Oslabení hamstringů po odběru šlachy by mělo do 6-12 měsíců odeznít.

Štěp je během operace avaskulární. V průběhu pooperační fáze dochází k jeho revaskularizaci prostřednictvím synoviální tkáně kloubu. Podle Koláře (2009) je centrální část štěpu v ischemické nekróze. Nejvíce kritické období je 3. týden až 6. měsíc, kdy je štěp oslaben až o 50 %. V této době je tedy vaz po plastice nejzranitelnější (Višna, Pokorný, & Paša, 2002). Kompletní revaskularizace a remodelace štěpu trvá asi 30 týdnů. Tento nový štěp je ale méně kvalitní a nedosáhne síly původního ligamenta (Kolář, 2009). Višna, Pokorný a Paša (2002) udávají proces trvání přestavby vazů v délce až 1 roku.

Rekonstrukce vazů ale s sebou může přinést i různé komplikace, jakou jsou omezení hybnosti, selhání štěpu, pooperační infekce, příliš agresivní rehabilitace, které vedou k následné revizní operaci (Hoch & Višna, 2004; Dungal, 2005).

Zatěžování operované dolní končetiny se řídí především zkušenostmi jednotlivých pracovníků, operátora a celého rehabilitačního týmu. Většina autorů (Kolář, 2009; Smékal, Kalina, & Urban, 2006) se shodují, vzhledem k době hojení štěpů, na dodržování odlehčení dolní končetiny po dobu 4 týdnů, dále je možná plná zátěž.

Mayer & Smékal (2004) uvádí, že časové rozložení stabilizace v anteroposteriorním a mediolaterálním směru patří mezi nejvýznamnější faktory mající vztah k LCA. Pro dynamickou podporu předního zkříženého vazů se musí jako první aktivovat *hamstringy*, poté *mm. vasti* a nakonec *mm. gastrocnemii*. Za agonisty LCA jsou považovány *hamstringy* (*m. biceps femoris*, *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus*). A to v případě, že jsou zapojeny do stabilizačních vzorců a jejich aktivace je správně načasována. Pokud je snížena maximální kontrakce hamstringů, je zde zvýšené riziko další ruptury LCA a rozvoje gonartrózy (Holsgaard-Larsen et al., 2014).

Pro dobrou stabilizaci kolene je nutná vyvážená aktivace *laterálních a mediálních hamstringů* (*m. biceps femoris* a *semisvalů*). Výraznější převaha *m. biceps femoris* vede

k destabilizaci kolene. Důležitá je i vyváženost mezi *m. vastus medialis a lateralis* (Mayer & Smékal, 2004).

Neméně důležitými jsou i *mm. gastrocnemii*, které táhnou stehenní kost vůči holenní kosti směrem dozadu za současné komprese do kloubu. K této funkci jsou ale nezbytné i *mm. vasti*, které pokud jsou v převaze nad *mm. gastrocnemii*, mohou způsobit poškození předního zkříženého vazů (Mayer & Smékal, 2004).

2.7.3.1.2 Poranění ligamentum collaterale mediale

Příčinou vzniku poranění LCM je násilí působící na koleno ze zevní strany (u kontaktních sportů) nebo násilná abdukce a zevní rotace bérce.

Mohou vznikat mikroskopické trhliny, částečné nebo úplné přetržení vazů. Poranění LCM je až 15x častější než poranění LCL (Dungl, 2005).

U pacientů se objevuje bolestivost na straně poškozeného vazů a palpačně můžeme nalézt místo maximální bolesti v místě úponu vazů na femur nebo ve střední části vazů.

Pokud není poranění LCM spojeno s poraněním jiných struktur, léčí se převážně konzervativně. U *distenze* není nutno využít ortézu. Po ústupu bolesti začínáme s funkční léčbou. Při *parciální ruptuře* kloub pomocí ortézy imobilizujeme na dobu 4-6 týdnů prostřednictvím rigidní ortézy. Gallo (2011) uvádí, že u *totální ruptury* se provádí sutura vazů s následnou fixací po 4-6 týdnů. K operačnímu řešení se přistupuje v případě výrazné kloubní nestability u mladých aktivních sportovců (Hoch & Višna, 2004). K brzkému návratu k plné aktivitě je důležitý časný pohyb a rehabilitace.

2.7.3.1.3 Poranění mediálního menisku

McKenzie, Watson a Lindsay (2012) uvádí, že poranění menisků je po poranění vazů druhé nejčastější poranění kolene. Mediální meniskus bývá poraněn 5 až 8x častěji než laterální. Z poloviny případů poranění mediálního menisku se jedná o poškození jeho zadního rohu. U mužského pohlaví je poškození častější. K akutnímu poranění menisku dochází v období 20.-30. roku věku, s pozdějším věkem se více objevují poškození degenerativní (Dungl, 2005). U starších lidí může k těmto degenerativním změnám dojít při běžných denních činnostech (např. při dřepu).

Mechanismem úrazu bývá násilná rotace bérce při zatížené dolní končetině. Nejvíce se toto zranění vyskytuje např. u kontaktních sportů a sportů vyžadujících rychlou změnu polohy a směru. Poranění může vzniknout jako součást komplexních poranění vazivového aparátu

nebo také důsledkem chronické instability. Jak udává Whiting & Zernicke (2008), další možností mechanismu úrazu je náhlá, prudká extenze kolene, např. u fotbalistů.

Pacient v místě poškozeného menisku pociťuje bolest zhoršující se při zátěži (při chůzi po nerovném terénu, při prudších rotacích na zatížené dolní končetině). Setkáváme se s pocitem nejistoty, přeskakováním v kloubu a dochází i ke vzniku blokády (ustrnutí kolene ve flexi). V klidu se potíže zmírňují nebo úplně vymizí. Při dráždění kolene poškozeným meniskem může dojít k tvorbě výpotku a následnému poškození kloubní chrupavky (Dungl, 2005).

Ošetření menisků se v současné době provádí převážně artroskopickou metodou. Artroskopické operace dělíme na *záchovné* (sutury) a *resekční*, u kterých se snažíme odstranit pouze poškozenou část menisku a funkční zachovat (parciální a subtotální menisektomie). Ale i provedení částečné menisektomie s sebou nese riziko rozvoje gonartrózy, proto upřednostňujeme operace záchovné.

Sutura (sešítí) menisku je indikována u podélné trhliny cévně zásobené části menisku, u čerstvých poranění a u pacientů do 40. roku věku. Protože u starších pacientů je zhoršená kvalita cévního zásobení a podmínky pro hojení by nebyly ideální. Doporučuje se trhlínu sešít do 6-10 týdnů od jejího vzniku. K sutuře menisku je využíváno různých technik a vstřebatelných či nevstřebatelných materiálů. Kloub odlehčujeme a fixujeme pomocí ortézy po dobu 6 týdnů s možností plné zátěže po 3 měsících (Dungl, 2005).

U stavů, kde není možná rekonstrukce, volíme menisektomii. Výhodami resekce je za příznivých podmínek (dobrý sval, plná extenze, nepřítomnost výpotku) okamžitá rehabilitace a brzká zátěž, již po 2 týdnech, kterou ocení především vrcholoví sportovci (Dungl, 2005; Pokorný a kol., 2002).

U jakéhokoliv poranění dolní končetiny pacienti tuto končetinu odlehčují a je tak více zatěžována zdravá, kontralaterální dolní končetina (Worsley et al., 2013). Je to dáno tím, že pacienti po poranění dolní končetiny mají mechanické nebo svalové limitace a zvykli si na jiný pohybový stereotyp, který chrání zraněnou končetinu (Holsgaard-Larsen et al., 2014). Dlouhodobější nestejně zatěžování dolních končetin může vést ke komplikacím, jako např. k osteopenii, destrukci chrupavky nebo degeneraci kloubu. Proto hodnocení zatížení dolních končetin je z hlediska rehabilitace klíčové (Kumar et al., 2014).

Podle McKenzieho, Watsona a Lindsayho (2012) dochází při vhodném zatěžování v kolenním kloubu k pozitivní reakci, mající za následek jeho vyživování a zesílení okolních

svalů se současným zvyšováním pružnosti. Při cvičení vzniká zdravé napětí. Koleno je více prokrvováno, okysličováno, je podporována synoviální tekutina, která zajišťuje lubrikaci kloubu. Měkké struktury se tak lépe přizpůsobují všem situacím a je zde tak menší riziko opakovaného vzniku poranění kolenního kloubu (DeStefano, Kelly, & Hooper, 2010).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle diplomové práce

Cílem diplomové práce je určit rozložení zatížení dolních končetin při vybraných cvičebních pozicích u osob po prodělaném traumatu dolních končetin.

3.1.1 Dílčí cíle

1. Porovnat procentuální zatížení dolních končetin u osob po traumatu dolní končetiny se zdravými osobami.
2. Zhodnotit náročnost pozic z hlediska zatížení končetin v rámci postupu kinezioterapie následující po traumatu dolní končetiny.

3.2 Výzkumné otázky

V₀₁: Bude se procentuální rozložení zatížení dolních končetin při vybraných cvičebních pozicích u osob po traumatu dolních končetin a zdravých osob statisticky významně lišit?

V₀₂: Liší se statisticky významně 1. a 2. pokus při porovnání jednotlivých pozic u skupiny probandů po poranění dolní končetiny?

V₀₃: Je výrazný rozdíl v procentuálním zatížení mezi zdravou dolní končetinou a dolní končetinou po poranění?

V₀₄: U které cvičební pozice je u osob po traumatu dolních končetin procentuální zatížení dolní končetiny největší, respektive nejmenší?

Poznámka: V rámci studie byli měřeni jedinci, kteří mají po poranění kolenního kloubu dovolenou již plnou zátěž po několik měsíců a jsou tak v běžném denním režimu. Doba po úrazu činila 11 měsíců až 11 let.

4 METODIKA VÝZKUMU

4.1 Charakteristika testovaného souboru

Měření se účastnilo 22 jedinců, z toho 10 mužů a 12 žen. Do sledovaného souboru byli vybráni jedinci obou pohlaví, a to ve věkové skupině 20-30 let. Věk se pohyboval od 21 do 30 let, s průměrem $24,81 \pm 2,91$ let. Výška probandů činila od 161 cm do 190 cm, s průměrnou hodnotou $175,09 \pm 8,62$ cm. Hmotnost se pohybovala v rozmezí od 53 kg do 141 kg, průměrná hmotnost $79,05 \pm 18,54$ kg. Studie se účastnili studenti z Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého a ochotní jedinci, kteří po oslovení a popsání výzkumu souhlasili se svou účastí. Vybráni byli probandi, kteří v minulosti prodělali traumatické poranění kolenního kloubu. Doba po úrazu činila od 11 měsíců do 11 let. Pro co nejmenší odchylky byli vybráni pouze jedinci po poranění předního zkříženého vazů (LCA), poranění mediálního menisku nebo ligamentum collaterale mediale, kteří měli již dovolenou plnou zátěž. Kritériem pro zařazení do studie byla nepřítomnost neurologického onemocnění, poruchy čítí, a to především na dolních končetinách, poruchy vestibulárního aparátu, akutní bolestivé stavy v průběhu měření, těhotné ženy, duševně nemocní lidé či lidé s poruchou kognice.

Tabulka 1. Diagnózy probandů a jejich celkový počet

Diagnóza	Ruptura LCA PDK	Ruptura LCA LDK	Ruptura mediálního menisku PDK	Ruptura mediálního menisku LDK	Ruptura LCA a mediálního menisku PDK	Ruptura LCA a mediálního menisku LDK	Ruptura vnitřního kolaterálního vazů LDK
Počet probandů	4	3	3	2	3	6	1

Tabulka 2. Operativní řešení diagnóz a jejich celkový počet

Operace	Plastika LCA PDK	Plastika LCA LDK	Operace mediálního menisku PDK	Operace mediálního menisku LDK
Počet probandů	7	8	4	6

4.2 Podmínky měření

Měření se odehrávalo na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii. Měření probíhalo v průběhu dvou měsíců (prosinec 2015, leden 2016). V rámci projektu diplomové práce jsem spolupracovala s Bc. Apolenou Badziony, která zkoumala rozložení zatížení dolních končetin u zdravých jedinců. Data z této práce byla použita k porovnání výsledků.

Tabulka 3. Porovnání skupiny po traumatu kolenního kloubu a skupiny zdravých jedinců

	Skupina po poranění kolenního kloubu n = 22	Skupina zdravých jedinců n = 20
Pohlaví (ženy : muži)	12 : 10	12 : 8
Věk (roky)	24,81 ± 2,91	24,15 ± 2,37
Hmotnost (kilogramy)	79,05 ± 18,54	73,92 ± 16,32
Výška (centimetry)	175,09 ± 8,62	172,95 ± 9,55
Doba po úrazu (měsíce)	49,95 ± 34,42	-

V laboratoři, kde měření probíhalo, byly zajištěny všechny standardní a bezpečnostní podmínky. Pro měření všech údajů použitých ke studii jsme v laboratoři měly krejčovský metr, míček, sirky, dvě osobní váhy a především silové plošiny a notebook, na kterém byl nahrán program zaznamenávající data z plošin.

Každý z probandů byl před zařazením do studie informován o celkovém průběhu a jednotlivých částech měření. Dále jedinci souhlasili s uvedením jejich osobních údajů i naměřených dat pro účely této studie. Podepsáním informovaného souhlasu potvrdili účast ve studii (Příloha 2). Účast probandů ve studii byla dobrovolná. Každý proband mohl ze studie kdykoliv odstoupit.

4.3 Kineziologické vyšetření a příprava měření

První částí bylo odebrání anamnézy (nynější onemocnění, osobní, rodinná, sociální, pracovní či pedagogická, farmakologická, alergologická anamnéza, abusů a zájmy probandů) a zjištění údajů o jejich věku a výšce.

Následovalo vyšetření klinickými zkouškami (Příloha 3). Probandi byli svlečeni do spodního prádla. Proběhlo vyšetření Rombergovy zkoušky. Dále tandemový stoj o zúžené bázi s jednou dolní končetinou vpředu (vpředu vystřídány obě dolní končetiny). Poslední, nejtěžší zkouškou byl stoj na jedné dolní končetině. Všechny testy pro hodnocení stoje byly provedeny na molitanu Airex pro zvýšení náročnosti a citlivosti testu (Obrázek 11). Byla měřena doba schopnosti udržet tuto pozici. Stoje byly hodnoceny takto: nezvládne, zvládne po dobu 10 vteřin, zvládne po dobu 30 vteřin. Při těchto zkouškách, převážně při stoji na jedné dolní končetině, byly odstraněny okolní předměty a vyšetřující stál v dostatečné blízkosti probanda pro případné riziko pádu.



Obrázek 11. Balanční podložka Airex (www.btl-shop.cz)

Další zkouškou bylo orientační vyšetření laterality horních a dolních končetin. Pod pojmem laterální dominance rozumíme převládnutí činnosti dominantního orgánu nebo struktury při současném vykonávání různých činností. Projevuje se stranovou asymetrií při stejné činnosti (Vařeka, 2001). Dolní končetiny jsou specializované tak, že jedna je lepší v silových výkonech a druhá naopak obratnější při úkolech vyžadujících větší přesnost. Proto

se rozlišuje noha odrazová (silnější) a noha švihová (obratnější). Podle Drnkové & Syllabové (1991) se dominance dolní končetiny určuje podle nohy švihové. Dolní končetiny jsme při měření testovali pomocí výpadu, kopu do míče, výstupu na stoličku, nároku před pádem a skákání na jedné dolní končetině. Podle Měkoty (1984) se stranová preference ruky nejvíce projevuje při unimanuálních činnostech. Pokud jsou prováděny bimanuální činnosti, upřednostňovaná horní končetina vykonává složitější úkol. Pro zjištění preference horní končetiny jsme při studii využily testy psaní, zapálení sirky, hod míčkem, čištění zubů nebo dotyk nosu prstem. Všichni (s výjimkou 5 probandů) preferovali pravou dolní i horní končetinu.

Následovalo měření délky dolních končetin pomocí krejčovského metru. Zjišťována byla funkční délka (spina iliaca anterior superior – malleolus medialis) a délka anatomická (trochanter major – malleolus lateralis) na obou dolních končetinách. Všichni pacienti měli stejné délky obou dolních končetin, kromě jednoho probanda, u kterého se délka mezi pravou a levou končetinou lišila o 2 cm.

Poslední zkouškou byla schopnost rozložení hmotnosti na 25 %, 50 %, 75 % vlastní hmotnosti na dvou osobních vahách. Proband byl vyzván k postavení se na boso každou dolní končetinou zvlášť na jednu váhu. Oči byly otevřené a pohled směřoval dopředu, horní končetiny spočívaly volně podél těla. Poté měl za úkol zatížit pravou dolní končetinu na 25 %, 50 % a 75 % vlastní hmotnosti. Mezi jednotlivými úkoly účastník vždy sestoupil z váhy a poté zpět nastoupil. To samé bylo provedeno i s levou dolní končetinou. Za normu v zatížení jsme stanovili odchylku menší než 5 % z vlastní hmotnosti.

Všechny testy byly provedeny jedním vyšetřujícím. Úkoly byly účastníkům studie před zahájením vysvětleny, při nepochopení i ukázány, aby se předešlo nesprávnému provedení zkoušky.

4.4 Popis přístroje

K měření byly použity dvě nepohyblivé silové plošiny AMTI (Obrázek 12) model OR6-5, od výrobce Advanced Mechanical Technology, Inc., USA.

Každá plošina má tvar obdélníku o rozměru 51 x 47 centimetrů. Plošiny byly položeny na délku vedle sebe. Plošiny byly o 11 cm výše než podlaha, proto jsme pro vyrovnání stejné výšky využily dřevěnou desku, aby všechny končetiny spočívaly ve stejné výšce.



Obrázek 12. Silové plošiny v laboratoři (archiv autorky)

4.5 Průběh vlastního měření

Všichni probandi byli změřeni ve dvou pokusech v rámci jedné návštěvy. Celkové měření (i s odebráním anamnézy a vyšetřením kineziologických zkoušek) trvalo přibližně 35-45 minut.

Vlastní měření se skládalo ze 4 základních pozic plus jejich modifikací (Tabulka 4). Jednalo se o základní pozici výpad, klek na čtyřech, most a medvěd. Před každým měřením proběhla instruktáž probandů k daným pozicím. Probandi si vylosovali čísla od 1 do 4, která znázorňovala jednotlivé pozice, aby byla zajištěna náhodnost pořadí. Druhý pokus probíhal ve stejném pořadí pozic jako první vylosovaný.

Tabulka 4. Všechny měřené pozice

číslo	pozice
1.	Výpad PDK vepředu
	Výpad LDK vepředu
2.	Klek na čtyřech
	Klek na čtyřech – PHK, LDK zvednutá
	Klek na čtyřech – LHK, PDK zvednutá
3.	Most
	Most – PDK zvednutá
	Most – LDK zvednutá
4.	Medvěd
	Medvěd – PHK, LDK zvednutá
	Medvěd – LHK, PDK zvednutá

Vysvětlivky:

PHK – pravá horní končetina

LHK – levá horní končetina

PDK – pravá dolní končetina

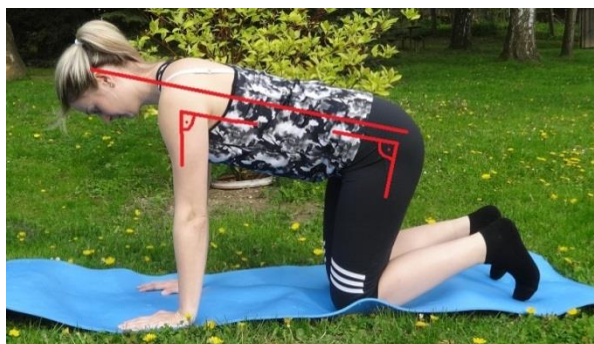
LDK – levá dolní končetina

Do pozice výpadu (Obrázek 13) byli probandi nastaveni tak, že každá dolní končetina byla na jedné plošině. Z důvodu toho, že plošiny nebyly posunlivé, nemohla být nastavena přesně daná vzdálenost mezi dolními končetinami. Proto dolní končetiny byly u každého jedince tak, aby zadní dolní končetina byla v extenzi v kolenním kloubu a noha spočívala celá na podložce i s patou. Trup s hlavou byl v prodloužení zadní dolní končetiny. Hlezenní kloub přední dolní končetiny byl v 90° flexi a koleno ve 130° flexi. Horní končetiny visely volně podél těla. V přední pozici se vystřídaly obě dolní končetiny.



Obrázek 13. Pozice výpadu (archiv autorky)

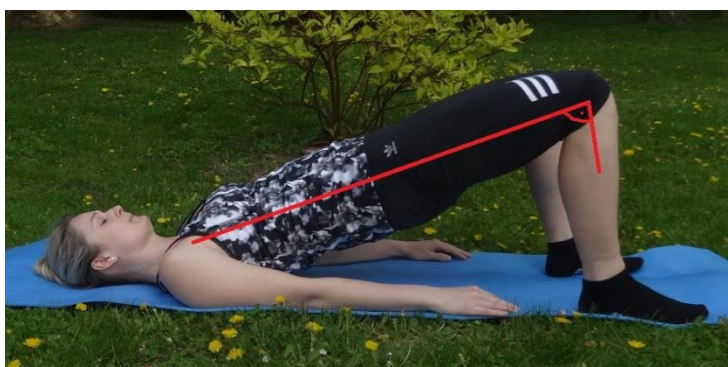
Při základním kleku na čtyřech kolenní klouby, nastaveny ve vzdálenosti na šířku pánve, spočívaly každý na jedné plošině a horní končetiny byly opřeny o dlaně o dřevěnou desku mimo plošiny. Dlaně byly umístěny pod ramenními klouby a kolena pod klouby kyčelními v 90° flexi. Lokty byly v mírné flexi. Záda byla v neutrálním postavení a hlava v prodloužení páteře. Modifikací kleku na čtyřech bylo zvednutí horní a dolní končetiny do kříže. Vystřídaly se tak pravá horní a levá dolní končetina, a naopak, levá horní a pravá dolní končetina. Stačilo zvednutí končetin mírně nad podložku a udržení dané pozice po měřenou dobu.





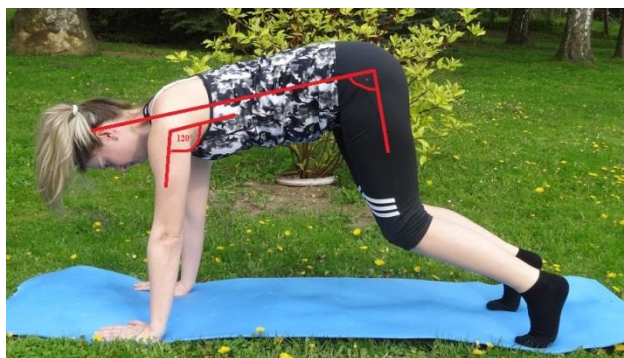
Obrázek 14. Pozice kleku na čtyřech (archiv autorky)

Základní pozice mostu spočívala v rozložení hmotnosti dolních končetin opřených o celá chodidla (každé na jedné plošině) a váhy těla na dřevěné desce. Úhel mezi stehnem a bércelem byl 90° . Probandi byli instruováni ke zvednutí pánve (hýždí) nad podložku tak, aby stehna a trup byl v jedné rovině. Stejným způsobem začínala i modifikace testu, ke které bylo po zvednutí pánve přidáno ještě zvednutí pravé a posléze levé dolní končetiny mírně nad podložku. Jedinci se snažili o udržení pánve stále ve stejné výšce jako na počátku pozice.



Obrázek 15. Pozice mostu (archiv autorky)

Poslední pozicí byla pozice medvěda. Dolní končetiny spočívaly na plošinách opřeny o špičky nohou směřující dopředu a horní končetiny byly opřeny o dlaně na dřevěné desce mimo plošiny. Kyčelní klouby byly nastaveny ve flexi 90° , mírné abdukci a zevní rotaci. Kolenní klouby byly v mírné flexi, záda rovná a hlava v prodloužení páteře. V ramenních kloubech byla flexe 120° , abdukce a mírná zevní rotace, lokty byly odemčené. K této základní pozici bylo přidáno zvednutí horní a dolní končetiny do kříže, jako tomu bylo u pozice kleku na čtyřech.



Obrázek 16. Pozice medvěda (archiv autorky)

V každé z pozic se probandi museli udržet po dobu 10 s. Snažili se o udržení přesně nastavené výchozí pozice, i když pro některé bylo 10 s velmi dlouhých a náročných. Proto se některé pokusy musely vícekrát opakovat, a i tak jsou u některých jedinců větší odchylky. Před měřením byla provedena kalibrace silových plošin. Všichni probandi stáli na plošinách naboso. Ve všech pozicích byl jedinec nastaven tak, aby každá dolní končetina spočívala na jedné silové plošině. Po každé pozici jsme probanda vyzvaly k sestoupení z plošiny pro vynulování odchylek a na další pokus k nastoupení zpět na plošinu. Po každém měření jedinci byly silové plošiny vydesinfikovány.

4.6 Měřené veličiny

Silové plošiny zaznamenávají reakční sílu v anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním směru. Pro účel diplomové práce jsme posuzovali pouze vertikální složku reakční síly pro zjištění zatížení při vybraných cvičebních pozicích.

4.7 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla následně zpracována softwarem Matlab, verze 2015b (Mathworks, Inc., Natick, MA, USA). Bylo hodnoceno celkové zatížení plošin v procentech a zatížení jednotlivých plošin při všech cvičebních pozicích. Vyhodnocována byla vertikální složka reakční síly a to tak, že se nejdříve vyhladil její průběh (filtrace). Naměřeným hodnotám byla vypočítána průměrná hodnota pro každou plošinu zvlášť. Velikost průměrné hodnoty vertikální složky reakční síly byla podělena hodnotou $9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$.

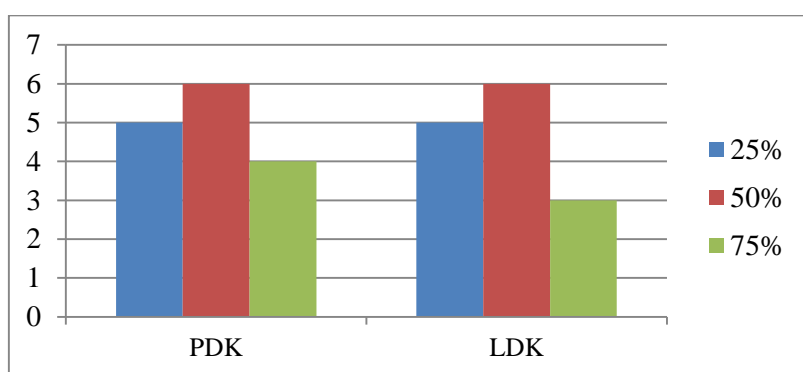
Hladina statistické významnosti p byla určena menší než 0,05 ($p < 0,05$). Jednotlivá data v rámci skupiny probandů po traumatu dolní končetiny byla vyhodnocena pomocí Wilcoxonova testu a výsledky, které porovnávaly hodnoty mezi skupinou zdravých jedinců s probandy po poranění dolní končetiny, byly získány prostřednictvím Mann-Whitneyova testu.

5 VÝSLEDKY

Výsledky k jednotlivým výzkumným otázkám jsou uvedeny v tabulkách a grafech a popsány textem pod nimi. Statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) jsou v tabulkách zaznamenány tučným červeným písmem.

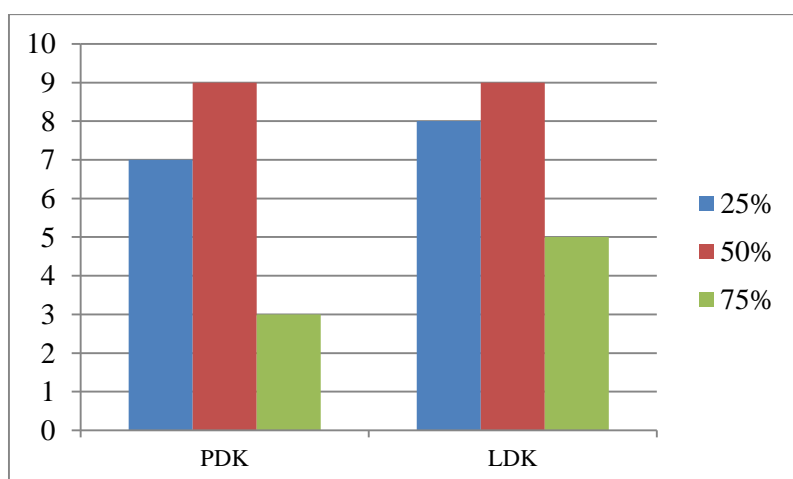
5.1 Výsledky k testu rozložení hmotnosti na dvou osobních vahách

Graf 1. Přehled počtu jedinců po traumatu PDK schopných zatížit DK po traumatu a zdravou DK na 25, 50 a 75 % vlastní hmotnosti s přesností do 5 %



Z celkového počtu 10 probandů po traumatu PDK je schopno 5 z nich rozložit hmotnost poraněné DK na 25 %, 6 na 50 % a 4 na 75 % vlastní hmotnosti s přesností do 5 %. U zdravé DK se toto zatížení liší jen při hodnotách 75 %, kdy jsou toto zatížení schopni odhadnout jen 3 probandi.

Graf 2. Přehled počtu jedinců po traumatu LDK schopných zatížit DK po traumatu a zdravou DK na 25, 50 a 75 % vlastní hmotnosti s přesností do 5 %



U jedinců po poranění LDK, kterých bylo dohromady 12, je jich 8 schopno zatížit jejich poraněnou DK na 25 %, 9 na 50 % a 5 na 75 % vlastní hmotnosti s přesností do 5 %. U zdravé DK je zatížení stejné u 50 %, na 25 % je schopno zatížit 7 jedinců a jen 3 mají schopnost odhadnout 75 % z vlastní hmotnosti.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Bude se procentuální rozložení zatížení dolních končetin při vybraných cvičebních pozicích u osob po traumatu dolních končetin a zdravých osob statisticky významně lišit?

Tabulka 5. Statisticky významné rozdíly u zdravých jedinců a jedinců po traumatu kolene v různých cvičebních pozicích

Skupina	Zdraví jedinci			Jedinci po traumatu KOK			p
	N	Průměr	SD	N	Průměr	SD	
V1P (PDK) %	20	0,492	0,054	22	0,556	0,068	0,002
V1P (LDK) %	20	0,501	0,057	22	0,438	0,066	0,002
V2P (PDK) %	20	0,493	0,037	22	0,549	0,076	0,003
V2P (LDK) %	20	0,502	0,037	22	0,445	0,074	0,002
V1L (LDK) %	20	0,495	0,052	22	0,531	0,066	0,094
V1L (PDK) %	20	0,496	0,055	22	0,459	0,067	0,104
V2L (LDK) %	20	0,488	0,046	22	0,516	0,067	0,188
V2L (PDK) %	20	0,504	0,049	22	0,474	0,067	0,141
K41 (PDK) %	20	0,319	0,036	22	0,325	0,043	0,214
K41 (LDK) %	20	0,302	0,0319	22	0,313	0,053	0,214
K42 (PDK) %	20	0,333	0,031	22	0,321	0,033	0,287
K42 (LDK) %	20	0,309	0,033	22	0,305	0,049	0,970

K41Z (PDK) %	20	0,629	0,090	22	0,623	0,074	0,558
K41Z (LDK) %	20	0,644	0,073	22	0,623	0,072	0,446
K42Z (PDK) %	20	0,631	0,089	22	0,650	0,061	0,718
K42Z (LDK) %	20	0,653	0,057	22	0,654	0,066	0,755
MO1 (PDK) %	20	0,184	0,044	22	0,180	0,023	0,871
MO1 (LDK) %	20	0,183	0,050	22	0,177	0,022	0,832
MO2 (LDK) %	20	0,195	0,059	22	0,168	0,016	0,034
MO1Z (PDK) %	20	0,338	0,043	22	0,321	0,041	0,288
MO1Z (LDK) %	20	0,335	0,038	22	0,314	0,047	0,116
MO2Z (PDK) %	20	0,346	0,044	22	0,319	0,039	0,028
MO2Z (LDK) %	20	0,333	0,041	22	0,314	0,032	0,057
ME1 (PDK) %	20	0,249	0,057	22	0,239	0,048	0,699
ME1 (LDK) %	20	0,238	0,042	22	0,218	0,040	0,068
ME2 (PDK) %	20	0,250	0,051	22	0,237	0,037	0,663
ME2 (LDK) %	20	0,237	0,042	22	0,211	0,038	0,044
ME1Z (PDK) %	20	0,536	0,088	22	0,523	0,063	0,403
ME1Z (LDK) %	20	0,543	0,096	22	0,527	0,089	0,349
ME2Z (PDK) %	20	0,547	0,089	22	0,535	0,076	0,276
ME2Z (LDK) %	20	0,554	0,090	22	0,541	0,088	0,244

Vysvětlivky:

N – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, p – hodnota statistické významnosti

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

VP – výpad PDK vpředu, VL – výpad LDK vpředu; K4 – základní pozice kleku na čtyřech, K4Z – pozice kleku na čtyřech – zvednutí HK a DK do kříže; MO – základní pozice mostu, MOZ – pozice mostu – zvednutí DK; ME – základní pozice medvěda, MEZ – pozice medvěda – zvednutí HK a DK do kříže

1 u dané pozice – 1. pokus, 2 u dané pozice – 2. pokus

Jednotlivé pozice u zdravých jedinců a u jedinců po traumatu kolenního kloubu byly vyhodnoceny pomocí Mann-Whitneyova testu.

Statisticky významné rozdíly byly nalezeny u pozice V1P (PDK) % mezi těmito dvěma skupinami, kdy zatížení bylo větší u osob po traumatu kolene, a to jak PDK, tak LDK asi o 5-6 %.

Pokud se při stejné pozici porovnávaly hodnoty zadní LDK – V1P (LDK) %, tak větší zátěž byla u zdravých jedinců o 2-6 %.

Zatížení se statisticky významně lišilo i u 2. pokusu při základní pozici mostu, kdy byla měřena hodnota LDK a stejně tak i u modifikovaného mostu se zvednutou LDK, čili měřenou hodnotou PDK. Toto zatížení bylo větší u zdravé populace, a to o 3 %.

Stejně tak tomu bylo i u pozice medvěda, kdy se toto zatížení lišilo o 2 %, a větší zatížení měla skupina zdravých jedinců.

Ve všech dalších porovnávaných pozicích nebyl shledán žádný statisticky významný rozdíl.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Liší se statisticky významně 1. a 2. pokus při porovnání jednotlivých pozic u skupiny probandů po poranění dolní končetiny?

Tabulka 6. Zhodnocení statistického rozdílu 1. a 2. pokusu u pozice výpadu u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
V1P (PDK) % & V2P (PDK) %	0,426	0,333	0,814
V1P (LDK) % & V2P (LDK) %	0,426	0,333	0,814
V1L (LDK) % & V2L (LDK) %	0,101	0,167	0,239
V1L (PDK) % & V2L (PDK) %	0,115	0,203	0,272

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání 1. a 2. pokusu výpadů, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

V1P – PDK vpředu 1. pokus, V2P – PDK vpředu 2. pokus

V1L – LDK vpředu 1. pokus, V2L – LDK vpředu 2. pokus

Při pozici výpadu se 1. a 2. pokus statisticky významně nelišil. Oba pokusy stejnou dolní končetinou byly provedeny se stejným procentuálním zatížením. Hodnoty měřených končetin vycházely u obou pokusů stejně, a to jak u skupiny lidí s poraněním PDK, tak i po traumatu LDK.

Tabulka 7. Zhodnocení statistického rozdílu 1. a 2. pokusu u pozice kleku na čtyřech u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
K41 (PDK) % & K42 (PDK) %	0,072	0,575	0,272
K41 (LDK) % & K42 (LDK) %	0,306	0,241	0,754
K41Z (PDK) % & K42Z (PDK) %	0,001	0,028	0,010
K41Z (LDK) % & K42Z (LDK) %	0,002	0,169	0,005

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání 1. a 2. pokusu kleků na čtyřech, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

K41 – klek na čtyřech 1. pokus, K42 – klek na čtyřech 2. pokus

K41Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK do kříže 1. pokus, K42Z - modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK do kříže 2. pokus

Nelišilo se procentuální zatížení mezi 1. a 2. pokusem u základní pozice kleku na čtyřech. U obou pokusů byly dolní končetiny zatěžovány stejně po traumatu PDK i LDK.

Zatížení se ale lišilo u pokusů při pozici kleku na čtyřech, kdy byla do kříže zvednuta PHK a LDK, tudíž byla měřená hodnota PDK v zatížení. Pokusy se lišily u skupiny probandů s poraněním kolenního kloubu jak PDK, tak i u druhé skupiny po traumatu LDK.

Tabulka 8. Zhodnocení statistického rozdílu 1. a 2. pokusu u pozice mostu u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
MO1 (PDK) % & MO2 (PDK) %	0,709	0,646	1,000
MO1 (LDK) % & MO2 (LDK) %	0,046	0,575	0,008
MO1Z (PDK) % & MO2Z (PDK) %	0,485	0,878	0,308
MO1Z (LDK) % & MO2Z (LDK) %	0,935	0,799	0,814

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání 1. a 2. pokusu mostů, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

MO1 – most 1. pokus, MO2 – most 2. pokus

MO1Z – modifikovaný most – zvednutí DK 1. pokus, MO2Z - modifikovaný most – zvednutí DK 2. pokus

U základní pozice mostu se hodnoty PDK statisticky významně nelišily. U 1. i 2. pokusu byla PDK zatěžována stejně u osob po traumatu kolene jak PDK, tak LDK.

Stejně tak tomu bylo i u modifikované pozice mostu, kdy probandi měli za úkol zvednout nad podložku PDK, čili měřena byla LDK, a poté naopak – zvednutí LDK, tudíž měřena byla hodnota PDK. I u těchto pozic nebyly prokázány statisticky významné rozdíly u obou skupin.

Významným rozdílem mezi pokusy u základní pozice mostu bylo zatížení LDK, a to u skupiny, která prodělala trauma kolenního kloubu LDK.

Tabulka 9. Zhodnocení statistického rozdílu 1. a 2. pokusu u pozice medvěda u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
ME1 (PDK) % & ME2 (PDK) %	0,685	0,799	0,433
ME1 (LDK) % & ME2 (LDK) %	0,390	0,114	0,583
ME1Z (PDK) % & ME2Z (PDK) %	0,277	0,386	0,480
ME1Z (LDK) % & ME2Z (LDK) %	0,088	0,721	0,015

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání 1. a 2. pokusu medvědů, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

ME1 – medvěd 1. pokus, ME2 – medvěd 2. pokus

ME1Z – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK do kříže 1. pokus, ME2Z - modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK do kříže 2. pokus

V základní pozici medvěda nebyl shledán statisticky významný rozdíl v zatěžování dolních končetin mezi dvěma pokusy, a to u obou skupin.

Stejná situace je i u modifikované pozice medvěda se zvednutím PHK a LDK, čili s měřenou PDK. Nelišilo se zatížení u traumatu PDK, ani LDK.

Rozdíl u těchto pozic vyšel statisticky významně u skupiny probandů po poranění kolene LDK u pozice medvěda, kdy byli instruováni ke zvednutí LHK a PDK, tudíž měřena byla LDK.

5.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Je výrazný rozdíl v procentuálním zatížení mezi zdravou dolní končetinou a dolní končetinou po poranění?

Tabulka 10. Zhodnocení statistického rozdílu zdravé DK a DK po traumatu mezi jednotlivými pozicemi u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
K41 (PDK) % & K41 (LDK) %	0,072	0,878	0,028
K41Z (PDK) % & K41Z (LDK) %	0,615	0,017	0,136
ME1 (PDK) % & ME1 (LDK) %	0,024	0,445	0,023

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání jednotlivých pozic zdravé DK a DK po traumatu, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

K4 – klek na čtyřech, K4Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK, ME – medvěď

Se statisticky významným rozdílem vyšlo porovnání pozice kleku na čtyřech u jedinců po traumatu LDK, kdy se toto zatížení lišilo o 4 %. U probandů s poraněním PDK se lišilo zatížení mezi modifikovanou pozicí kleku na čtyřech o 3-4 %. Ve všech případech byla více zatěžována zdravá DK oproti DK po traumatu kolenního kloubu.

Při základní pozici medvěďa, kdy se porovnávala zdravé DK a DK po poranění, vyšly statisticky významné rozdíly u skupiny probandů s poraněním LDK. Vždy byla v těchto pozicích větší zátěž na zdravé DK, a to o 3 %.

U ostatních pozic nebyly shledány žádné statisticky významné rozdíly mezi zdravou DK a DK po traumatu.

5.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

U které cvičební pozice je u osob po traumatu dolních končetin procentuální zatížení dolní končetiny největší, respektive nejmenší?

Tabulka 11. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicemi výpadu pro hodnoty PDK a LDK u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
V1P (PDK) % & V1L (PDK) %	0,002	0,007	0,239
V1P (PDK) % & V2L (PDK) %	0,006	0,007	0,638
V2P (PDK) % & V1L (PDK) %	0,006	0,009	0,480
V2P (PDK) % & V2L (PDK) %	0,009	0,009	0,433
V1P (LDK) % & V1L (LDK) %	0,002	0,007	0,272
V1P (LDK) % & V2L (LDK) %	0,006	0,007	0,638
V2P (LDK) % & V1L (LDK) %	0,006	0,009	0,480
V2P (LDK) % & V2L (LDK) %	0,012	0,009	0,480

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání pozice výpadů, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

V1P – PDK vpředu 1. pokus, V2P – PDK vpředu 2. pokus

V1L – LDK vpředu 1. pokus, V2L – LDK vpředu 2. pokus

U skupiny probandů po traumatu prodělaném na LDK nebyly shledány žádné statisticky významné rozdíly při pozici výpadu, kdy byly porovnávány hodnoty PDK a hodnoty LDK (viz Tabulka 11).

Odlišné byly hodnoty u jedinců s poranění kolenního kloubu PDK. Výsledky ukazují, že u této skupiny byla vždy větší zátěž přenesena na DK, která byla u pozice výpadu vpředu. Zatížení bylo větší a pohybovalo se v rozmezí 12-15 % oproti zadní DK pro výsledky PDK, a 1-4 % pro výsledky LDK.

U obou pokusů základní pozice kleku na čtyřech v porovnání s pozicí kleku na čtyřech se zvednutím HK a DK do kříže, vyšlo výrazně větší zatížení při modifikované pozici, a to u 1. skupiny v rozmezí 30-33 % a u 2. skupiny probandů 29-34 % při porovnání výsledků pro PDK a v rozmezí 32-34 % u 1. skupiny a 30-36 % u 2. skupiny pro výsledky LDK.

K podobným výsledkům jsme došli i při porovnání pokusů pro základní pozici mostu a mostu se zvednutím DK. Vždy byla více zatěžována DK při modifikované pozici mostu se zvednutím druhé DK nad podložku, a to jak u skupiny s traumatem PDK, tak LDK. Zátěž byla vůči základní pozici mostu o 13-15 % větší pro výsledky PDK a 12-15 % pro výsledky LDK.

Při měření pozice medvěda je zřejmé, že více jsou DKK zatěžovány při modifikované pozici medvěda se zvednutím HK a DK do kříže. Zátěž byla asi o 28-31 % větší než při základní pozici medvěda pro pozice s měřenou PDK a 30-34 % pro měřenou LDK.

V případě srovnávání pozice výpadu (s měřenou DK vpředu či vzadu) a základní pozice kleku na čtyřech je více zatěžována PDK i LDK při pozici výpadu, a to jak u traumatu PDK, tak LDK.

Pokud byla PDK při výpadu postavena jako přední DK, tak se toto zatížení lišilo od základní pozice kleku na čtyřech asi o 25-27 % u osob po traumatu PDK a o 19-22 % po poranění LDK. U postavení LDK vpředu vyšly stejné výsledky, kdy v pozici výpadu byla tato končetina zatížena o 20-24 % více u skupiny s poranění PDK a 20-22 % po traumatu LDK.

Při pozici, kdy PDK byla při výpadu umístěna vzadu, se tyto pozice lišily asi o 11-14 % u traumatu PDK a 15-18 % u poranění LDK. Pokud byla postavena v pozici výpadu vzadu LDK a byly měřeny hodnoty této DK, tak se tyto dvě pozice lišily u lidí po traumatu PDK o 8-10 % a u zranění LDK o 12-18 %.

Naopak je tomu u porovnání pozice výpadu a modifikovaného kleku na čtyřech, kdy byla zvednuta HK a DK do kříže. V tomto případě zatížení bylo větší u pozice kleku na čtyřech v porovnání výpadu s DK vpředu či vzadu. Výjimka byla pouze ve dvou případech, kdy nebyl prokázán žádný statisticky významný rozdíl, a to pouze v případě skupiny po traumatu kolene PDK, kdy jsme se zabývali hodnotami PDK (viz Tabulka 12).

Tabulka 12. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicemi výpadu a modifikovaného kleku na čtyřech s měřenými hodnotami PDK u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
V1P (PDK) % & K41Z (PDK) %	0,007	0,139	0,023
V2P (PDK) % & K41Z (PDK) %	0,000	0,114	0,041

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání pozice výpadů a modifikovaného kleku na čtyřech, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

V1P – PDK vpředu 1. pokus, V2P – PDK vpředu 2. pokus

K41Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK do kříže 1. pokus

Ve všech případech, kdy byla porovnávána pozice výpadu a základní i modifikovaná pozice mostu, vyšly statisticky významné rozdíly, a to u obou skupin probandů, čili s poraněním PDK i LDK. Větší zátěž byla zaznamenána ve prospěch pozice výpadu ve všech pokusech u hodnot PDK i LDK.

U porovnání pozice výpadu a základní pozice medvěda vyšlo u všech pokusů při hodnotách naměřených pro PDK i LDK větší zatížení pro pozici výpadu, a to v případě, že měřená DK byla vpředu či vzadu. U skupiny probandů po poranění PDK se zatížení v pozici výpadu pohybovalo mezi hodnotami 18-35 % většími než u pozice základního medvěda, a po traumatu LDK 20-30 %.

Tabulka 13. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicemi výpadu a modifikovaného medvěda s měřenými hodnotami PDK u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
V1P (PDK) % & ME1Z (PDK) %	0,158	0,047	0,754
V2P (PDK) % & ME1Z (PDK) %	0,211	0,047	0,937
V1L (PDK) % & ME1Z (PDK) %	0,006	0,022	0,158
V1L (PDK) % & ME2Z (PDK) %	0,001	0,009	0,060
V2L (PDK) % & ME2Z (PDK) %	0,012	0,047	0,136

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání pozice výpadů a modifikovaného medvěda, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

V1P – PDK vpředu 1. pokus, V2P – PDK vpředu 2. pokus

V1L – LDK vpředu 1. pokus, V2L – LDK vpředu 2. pokus

ME1Z – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK do kříže 1. pokus, ME2Z – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK do kříže 2. pokus

Při porovnání pozice výpadu a modifikovaného medvěda nevyšly žádné statisticky významné rozdíly u osob po traumatu LDK, pokud byly porovnávány hodnoty PDK. U jedinců po prodělaném zranění PDK se některé pozice lišily (viz Tabulka 13). U daných pozic byla více zatěžována DK v modifikované pozici medvěda o 5-11 %, než DK při pozici výpadu položená vepředu či vzadu.

Tabulka 14. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicemi výpadu a modifikovaného medvěda s měřenými hodnotami LDK u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
V1P (LDK) % & ME1Z (LDK) %	0,003	0,007	0,239
V1P (LDK) % & ME2Z (LDK) %	0,000	0,007	0,028
V2P (LDK) % & ME1Z (LDK) %	0,006	0,017	0,158
V2P (LDK) % & ME2Z (LDK) %	0,001	0,017	0,023

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání pozice výpadů a modifikovaného medvěda, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

V1P – PDK vepředu 1. pokus, V2P – PDK vepředu 2. pokus

ME1Z – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK do kříže 1. pokus, ME2Z – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK do kříže 2. pokus

V případě, že byly u pozice výpadu a modifikovaného medvěda porovnávány hodnoty LDK, vyšly se statisticky významným rozdílem výsledky pro jedince po poranění PDK. Více byla zatěžována LDK při modifikované pozici medvěda než při výpadu, kdy byla LDK položena vzadu, a to asi o 12-14 %. Stejně tak vyšly výsledky u 2. pokusu modifikovaného medvěda pro jedince s poraněním LDK o 7-11 %.

Mezi výpadem s LDK vepředu nebyly shledány žádné statisticky významné rozdíly v porovnání s pozicí modifikovaného medvěda.

Při srovnání základního kleku na čtyřech a základní pozice mostu bylo ve všech případech větší zatížení měřené DK při pozici kleku na čtyřech, a to v rozmezí o 10-16 % více u obou skupin probandů.

Tabulka 15. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicemi kleku na čtyřech a modifikovaného mostu u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
K41 (PDK) % & MO1Z (PDK) %	0,685	0,878	0,754
K41 (PDK) % & MO2Z (PDK) %	0,465	0,878	0,388
K42 (PDK) % & MO1Z (PDK) %	0,592	0,959	0,433
K42 (PDK) % & MO2Z (PDK) %	0,910	0,878	0,937
K41 (LDK) % & MO1Z (LDK) %	0,987	0,386	0,530
K41 (LDK) % & MO2Z (LDK) %	0,884	0,386	0,480
K42 (LDK) % & MO1Z (LDK) %	0,592	0,799	0,480
K42 (LDK) % & MO2Z (LDK) %	0,783	0,721	0,433

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání pozice kleku na čtyřech a modifikovaného mostu, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

K41 – klek na čtyřech 1. pokus, K42 – klek na čtyřech 2. pokus

MO1Z – modifikovaný most – zvednutí DK 1. pokus, MO2Z – modifikovaný most – zvednutí DK 2. pokus

Mezi pozicemi základního kleku na čtyřech a mostu se zvednutou DK nebyly shledány žádné statisticky významné rozdíly u obou pokusů u poranění PDK i LDK pro naměřené hodnoty PDK i LDK (viz Tabulka 15).

U kleku na čtyřech se zvednutím HK a DK do kříže bylo zatížení měřené DK v porovnání se základní pozicí mostu i mostu se zvednutou DK větší u obou skupin probandů.

Základní pozice kleku na čtyřech má větší zátěž na měřenou DK než základní pozice medvěda u obou skupin v rozmezí 7-11 %.

Naopak je tomu u porovnání výsledků základní pozice kleku na čtyřech a medvěda se zvednutím HK a DK, kdy více zátěže na měřené DK bylo prokázáno u modifikované pozice medvěda u obou skupin.

Tabulka 16. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicí modifikovaného kleku na čtyřech a modifikovaného medvěda s měřenou hodnotou LDK u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
K41Z (LDK) % & ME2Z (LDK) %	0,003	0,017	0,071

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání modifikované pozice kleku na čtyřech a modifikovaného medvěda,
0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK
hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

K41Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK 1. pokus, ME2Z – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK 2. pokus

V případech, kdy se srovnávala modifikovaná pozice kleku na čtyřech s modifikovanou pozicí medvěda, tak vyšly ve všech případech statisticky významné rozdíly. Zátěž byla větší u pozice modifikovaného kleku na čtyřech. Jedinou výjimkou je měřená hodnota LDK při těchto pozicích, kdy u skupiny po traumatu LDK nevyšla žádná statistická významnost (viz Tabulka 16).

Stejně tak tomu bylo i v případě základní pozice medvěda v porovnání s modifikovanou pozicí kleku na čtyřech, kdy při druhé pozici vyšlo větší zatížení.

Tabulka 17. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicí mostu a medvěda s měřenou hodnotou LDK u skupiny probandů po poranění PDK a LDK

dvojice proměnných	0	1	2
MO1 (LDK) % & ME1 (LDK) %	0,001	0,005	0,084
MO1 (LDK) % & ME2 (LDK) %	0,003	0,005	0,084

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání pozice mostu a medvěda, 0 – všichni jedinci po traumatu kolene bez vyjádření strany traumatu, 1 – poranění PDK, 2 – poranění LDK

hodnota v závorce – hodnota měřené dolní končetiny udávána v procentech

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

MO1 – most 1. Pokus, ME1 – medvěd 1. pokus, ME2 – medvěd 2. pokus

Při základní pozici medvěda je zatížení DKK větší než u základní pozice mostu u obou skupin asi o 4-7 %. Avšak neliší se zatížení mezi těmito pozicemi u skupiny jedinců po traumatu LDK, kdy hodnotíme hodnoty právě této končetiny (viz Tabulka 17).

Při porovnání základní pozice mostu a modifikované pozice medvěda se zvednutím HK a DK do kříže vychází statisticky významně větší zatížení při pozici modifikovaného medvěda v rozmezí 32-38 %.

Větší zatížení je prokázáno i u modifikované pozice mostu v porovnání se základní pozicí medvěda o 8-11 % u obou skupin.

Avšak při modifikované pozici mostu i medvěda vychází větší zatížení pro PDK u pozice medvěda o 19-24 %.

Tabulka 18. Zhodnocení statistického rozdílu mezi pozicemi navzájem z hlediska zatížení DKK u skupiny probandů po traumatu PDK a LDK

dvojice proměnných	p (PDK)	zatížení	p (LDK)	zatížení
VP přední DK & VP zadní DK	0,008	↑	0,468	=
K4Z & K4	0,005	↑	0,002	↑
MOZ & MO	0,005	↑	0,002	↑
MEZ & ME	0,005	↑	0,002	↑
VP přední DK & K4	0,005	↑	0,002	↑
VP zadní DK & K4	0,006	↑	0,003	↑
K4Z & VP vepředu	0,038	↑	0,010	↑
K4Z & VP vzadu	0,005	↑	0,003	↑
VP přední DK & MO	0,005	↑	0,002	↑
VP zadní DK & MO	0,005	↑	0,002	↑
VP přední DK & MOZ	0,005	↑	0,002	↑
VP zadní DK & MOZ	0,005	↑	0,003	↑
VP přední DK & ME	0,005	↑	0,002	↑
VP zadní DK & ME	0,005	↑	0,002	↑
VP přední DK & MEZ	0,047	↑	0,396	=
VP zadní DK & MEZ	0,016	↑	0,025	↑
K4 & MO	0,005	↑	0,002	↑
K4 & MOZ	0,899	=	0,481	=
K4Z & MO	0,005	↑	0,002	↑
K4Z & MOZ	0,005	↑	0,002	↑
K4 & ME	0,013	↑	0,002	↑
MEZ & K4	0,005	↑	0,002	↑
K4Z & ME	0,005	↑	0,002	↑
K4Z & MEZ	0,029	↑	0,008	↑
ME & MO	0,010	↑	0,009	↑
MEZ & MO	0,005	↑	0,002	↑
MOZ & ME	0,009	↑	0,002	↑
MEZ & MOZ	0,005	↑	0,002	↑

Vysvětlivky:

dvojice proměnných – porovnání pozic navzájem individuálně pro poranění PDK a LDK, p – hodnota statistické významnosti

zatížení: ↑ - větší zatížení první pozice udané na řádku, = - stejné zatížení u obou pozic

VP – výpad; K4 – klek na čtyřech, K4Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK; MO – most, MOZ – modifikovaný most – zvednutí DK; ME – medvěd, MEZ – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK

V rámci statistického vyhodnocení nevyšel statisticky významný rozdíl mezi pozicí výpadu v případě, že byla srovnávána DK vpředu či vzadu u jedinců po traumatu LDK. Rozdíl nebyl patrný ani v pozici výpadu s přední DK vpředu a modifikovaného medvěda, kdy jedinci po poranění LDK zatěžovali v těchto pozicích téměř stejně. Statisticky významně se nelišila ani pozice základního kleku na čtyřech od modifikovaného mostu, a to jak u skupiny po traumatu PDK, tak LDK.

Na základě procentuálního vyjádření můžeme zhodnotit jednotlivé pozice z hlediska zatížení DKK při každé z nich. Hodnotili jsme individuálně jedince po traumatu PDK a LDK z hlediska využití metodiky senzomotorického tréninku.

Tabulka 19. Seřazení jednotlivých cvičebních pozic u osob po poranění PDK od největšího zatížení DKK po nejmenší

pořadí	cvičební pozice	zatížení PDK	zatížení LDK
1.	K4Z	63,304%	66,143%
2.	VP přední DK	57,727%	54,954%
3.	MEZ	53,643%	55,543%
4.	VP zadní DK	46,125%	41,768%
5.	MOZ	32,211%	31,900%
6.	K4	31,885%	33,132%
7.	ME	24,075%	22,245%
8.	MO	17,837%	17,344%

Vysvětlivky:

PDK – pravá dolní končetina, LDK levá dolní končetina

VP – výpad; K4 – klek na čtyřech, K4Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK; MO – most, MOZ – modifikovaný most – zvednutí DK; ME – medvěd, MEZ – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK

Tabulka 20. Seřazení jednotlivých cvičebních pozic u osob po poranění LDK od největšího zatížení DKK po nejmenší

pořadí	cvičební pozice	zatížení LDK	zatížení PDK
1.	K4Z	61,956%	66,954%
2.	MEZ	51,644%	52,255%
3.	VP přední DK	50,174%	53,144%
4.	VP zadní DK	44,148%	48,767%
5.	MOZ	31,019%	31,817%
6.	K4	29,013%	32,591%
7.	ME	20,817%	23,628%
8.	MO	17,216%	18,340%

Vysvětlivky:

LDK levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina

VP – výpad; K4 – klek na čtyřech, K4Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK; MO – most, MOZ – modifikovaný most – zvednutí DK; ME – medvěd, MEZ – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK

V tabulkách (viz Tabulka 19 a 20) jsou popsány všechny cvičební pozice s porovnáváním hodnotami končetiny po traumatu. Ve sloupci vedle jsou pro porovnání sepsány i hodnoty zdravé dolní končetiny v dané pozici.

Z výsledků vyplývá, že není velký rozdíl v zatěžování v jednotlivých cvičebních pozicích u poranění PDK a LDK. Jedinci s poraněním PDK a LDK se liší jen ve dvou pozicích, a to modifikovaném medvědovi a výpadu s měřenou hodnotou přední dolní končetiny. Pro obě skupiny probandů je nejmenší zátěž v základních pozicích medvěda a mostu a největší zátěž u modifikovaného kleku na čtyřech.

6 DISKUZE

Postura, neboli vzpřímené držení těla na dolních končetinách, pro člověka představuje velmi nestabilní systém. Je to dáno tím, že lidské tělo má malou základnu a vysoce uložené těžiště (Vařeka, 2002a). Postura zajišťuje nejenom vzpřímený stoj, ale i vykonání běžných pohybových aktivit. Postura tedy provází celý průběh daného pohybu. Na udržení posturální stability se podílí senzorycký systém (zrakový, vestibulární a propiocepce), řídicí systém (CNS) a výkonný systém (kosterní svaly). Je důležité, aby všechny systémy spolupracovaly a organismus tak mohl reagovat na změny prostředí. Pokud některý ze systémů chybí, nebo jsou informace z něj nedostatečné, dochází k narušení posturální kontroly, což můžeme pozorovat např. u pacientů s lézí LCA v porovnání se skupinou zdravých jedinců (Risberg et al., 2001).

Poranění měkkých tkání kolenního kloubu patří mezi nejčastější úrazy dolní končetiny. Vznikají přímým násilím (při kontaktních sportech) či nepřímým násilím vlivem střížných sil (Whiting & Zernicke, 2008). Dochází tak k narušení funkce stabilizačních svalů, klesá aferentace a následně i dynamická stabilizace kolene (Lephart & Fu, 2000). Pro to, abychom ovlivnili neuromuskulární kontrolu u těchto jedinců, můžeme využít propioceptivní trénink. Bylo prokázáno, že přísun propioceptivních informací má vliv na svalový tonus, kolenní kinestezii a dochází i ke zvýšení posturální stability (Baltaci et al., 2003). K takovému cvičení se často volí Metodika senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové, která využívá především balančních pomůcek. Jejich využití spočívá ve zlepšení pohybových dovedností a celkového výkonu na základě zlepšení rovnováhy. Dochází ke stabilitě a mobilitě zároveň (Ruiz & Richardson, 2005). Správně zvolená léčba snižuje tak riziko dalších zranění a předčasného rozvoje gonartrózy (Kolář, 2009).

6.1 Diskuze ke klinickému vyšetření

Před zahájením vlastního měření jsme u probandů testovali laterálníitu dolních končetin. 77,3 % jedinců mělo dominantní pravou dolní končetinu a 22,7 % preferovalo levou dolní končetinu. Nakonec jsme ale ve studii tyto výsledky dominance nezkoumali.

Proběhlo i měření délek dolních končetin. U všech probandů, s výjimkou jednoho, byly naměřeny stejné hodnoty obou dolních končetin. Délka mezi dolními končetinami u tohoto jedince se lišila o 2 cm. Proband ale ze studie nebyl vyloučen, protože procentuální výsledky měření na silových plošinách se významně nelišily od ostatních.

Dále proběhlo měření rozložení hmotnosti na dvou osobních vahách pro určení somatognozie. A to především z důvodu, že somatognozie, jakožto schopnost uvědomění si vztahů mezi vlastním tělem a prostředím (Kolář & Druga, 2009), je velmi důležitá pro uvědomění si zatížení vlastního těla. Probandi tedy měli za úkol rozložit hmotnost na 25 %, 50 % a 75 % z vlastní hmotnosti. Polovina ze všech deseti jedinců, kteří prodělali trauma pravého kolene, je schopna rozložit zatížení na 25 % z jejich hmotnosti (s přesností do 5 %) a 6 z nich je schopno odhadnout zatížení na polovinu vlastní hmotnosti, a to jak u zdravé DK, tak u DK po poranění. Rozložení hmotnosti na 75 % z celkové hmotnosti se podařilo 4 probandům na zraněné DK a 3 jedincům na zdravé DK. Ze dvanácti jedinců po poranění LDK jich bylo 9 z nich schopno zatížit zdravé i poraněné koleno na polovinu z vlastní hmotnosti. DK po traumatu zatížilo 8 jedinců na 25 % a 5 na 75 % z celkové hmotnosti s přesností do 5 %. 7 probandů zatížilo na 25 % a jen 3 na 75 % se zdravou DK.

V naší studii tedy byla poraněná DK zatěžována v těchto testech s větší přesností. Může to být dáno tím, že DK po poranění byla věnována větší pozornost v rámci rehabilitace nebo byla DK po traumatu určitou dobu odlehčována pomocí kompenzačních pomůcek a byla povolena jen určitá procentuální zátěž, na základě čehož si pacienti tak tuto DK více uvědomují při různých aktivitách.

Pro jedince po traumatu kolene se jevílo jako nejsnadnější zatížení na polovinu vlastní hmotnosti, kdy by měla být pozice nejvíce stabilní. Za normálních okolností je tělo ale asymetrické, což se poté projeví i na rozložení hmotnosti na dolní končetiny. Rozdíl v zatížení by ale neměl přesáhnout 10 % vlastní hmotnosti (Véle, 1997). V naší studii jsme stanovili normu na 5 % z celkové hmotnosti jedince. Největší odchylky byly při vědomém rozložení zatížení na 75 %, což i podle slov probandů pro ně byl nejsložitější úkol. Při zatížení na 75 % pacienti spíše podhodnocovali, kdy největší odlišnost od udaného zatížení bylo až -15 kg.

6.2 Diskuze k výzkumným otázkám

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit procentuální rozložení zatížení dolních končetin u jedinců po prodělaném traumatu kolenního kloubu. Zatížení u této skupiny probandů jsme porovnávali s výsledky skupiny zdravých jedinců ve stejné věkové kategorii. Protože měření každé pozice probíhalo dvakrát, hodnotili jsme i eventuální rozdíly mezi těmito dvěma pokusy u probandů po traumatu dolní končetiny. Dále jsme se zabývali

porovnáváním zdravé dolní končetiny a dolní končetiny po traumatu kolene a také jsme vyhodnocovali, při které pozici je zátěž pro pacienty po takovém poranění největší, respektive nejmenší.

V případě, že jsme porovnávali zatížení jednotlivých pozic u jedinců po traumatu dolní končetiny se zdravými jedinci, vyšel statisticky významný rozdíl zejména v pozici výpadu, a to ve všech pokusech, kdy byla pravá dolní končetina postavena vepředu. Pokud se hodnotily výsledky přední - PDK, bylo zatížení větší u osob po traumatu kolene asi o 5-6 %. Pokud se při stejné pozici porovnávaly hodnoty zadní, čili LDK, tak větší zátěž byla u zdravých jedinců o 2-6 %.

Porovnáváním zdravých probandů a těch, kteří prodělali rekonstrukci LCA v pozici výpadu se zabývali i Mattacola et al. (2004) ve své studii. Jejich výsledky neodpovídají našemu nálezu. Autoři tvrdí, že při výpadu je přední dolní končetina po rekonstrukci LCA zatěžována méně, než u skupiny zdravé populace, což ale potvrzuje naše prvotní domněnky. To, že pacienti po traumatu PDK zatěžují přední DK v pozici výpadu více může být dáno tím, že polovina těchto probandů měla úraz před méně než 2 roky. Vlivem mladšího věku, prodělané rehabilitace a úrovně pohybové aktivity, kterou tito probandi udali v anamnéze, mohou mít tito jedinci i lepší somatognozii i svalovou sílu v okolí poraněného kolenního kloubu. Na základě těchto kritérií se zkracuje doba rekonvalescence a jsou lepší výsledky po rekonstrukci LCA (Della Villa, Ricci, Perdisa, et al., 2015). Podle Czamary (2008), můžeme říci, že svalová síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu je po 13-21 týdenní rehabilitaci srovnatelná se svalovou silou těchto svalů u zdravých jedinců. Pozitivní přínos rehabilitace popisují i DeStefano, Kelly a Hooper (2010), kteří udávají, že při cvičení vzniká zdravé napětí. Kolenní kloub se tak více prokrvuje, okysličuje a je podporována i synoviální tekutina, která zajišťuje lubrikaci kloubu. Měkké struktury se tak lépe přizpůsobují všem situacím a je zde tak menší riziko opakovaného vzniku poranění kolenního kloubu.

Všichni jedinci byli měřeni dohromady v jedenácti pozicích, a to vždy ve dvou pokusech. Na základě toho jsme se zabývali i porovnáním 1. a 2. pokusu v konkrétních pozicích u osob po prodělaném traumatu kolenního kloubu. Ne všechny pozice byly pro pacienty jednoduché. Největším problémem byla pro pacienty pozice medvěda a její modifikace. Tuto pozici probandi většinou neznali. U některých jedinců byla spojena s velkými pohyby trupu a vytočením opěrné dolní končetiny zevně a v některých případech se tato pozice musela měřit i vícekrát, protože probandi nebyli schopni se v ní udržet po dobu 10 s.

V tomto případě zde může hrát velkou roli únava. Véle (2006) udává, že únava je jedním z hlavních faktorů, který ovlivňuje stabilitu těla a její udržování.

Z výsledků práce ale vyplývá, že pokusy u daných pozic se v procentuálním zatížení lišily jen u pozice modifikovaného kleku na čtyřech, mostu a modifikovaném medvědu, a to ve většině případů pouze u jedinců po traumatu levé dolní končetiny. Ve všech jiných pozicích se hodnoty v obou pokusech u všech probandů shodovaly. Můžeme tedy říci, že v našem případě se únava na měřených pozicích nepodepsala.

Domníváme se, že na základě narušení propriocepce následkem úrazu dolní končetiny bude menší zatížení této dolní končetiny v jednotlivých cvičebních pozicích vlivem svalové dyskoordinace. Toto uvádí i Mandeep, Kamal a Sharad (2011). Tvrdí, že úplná ruptura LCA vede ke snížení propriocepce u poraněného kolenního kloubu. Při poškození LCA bývá zhoršena i posturální stabilita až o 25 %, což uvádí Brattinger et al. (2013). Tvrzení se potvrdilo v našem výzkumu v případě pozice kleku na čtyřech, mostu a medvěda u jedinců po poranění levé dolní končetiny. U všech probandů po traumatu vyšla statistická významnost i v modifikovaném kleku na čtyřech. V těchto pozicích byla více zatěžována jejich zdravá dolní končetina. Tvrzení ale neodpovídá pozice výpadu, kdy byla porovnáována hodnota zdravé dolní končetiny a končetiny po traumatu, a to u jedinců s poraněním pravého kolene, kde byla větší zátěž přenesena na končetinu po traumatu. Tři z těchto pacientů podstoupili rekonstrukci LCA. Anders, Venbrocks a Weinberg (2008) uvádí, že tyto jedinci mají lepší propriocepci, než ti, kteří plastiku nepodstoupili.

Zůstává ale otázkou, zda zatížení obou dolních končetin bylo před úrazem symetrické či nikoli. Roli zde může hrát i to, která dolní končetina byla pro jedince dominantní – zda zdravá DK nebo DK po traumatu.

Snažili jsme se zhodnotit náročnost jednotlivých pozic z hlediska zatížení u osob po traumatu kolene. Pozice jsme vyhodnocovali individuálně pro jedince s traumatem PDK a LDK. Pokud jsme porovnávali jednotlivé pozice z hlediska statistické významnosti, dospěli jsme k závěru, že téměř všechny pozice se od sebe v zatížení statisticky významně liší. Pouze při porovnání pozice základního kleku na čtyřech a modifikovaného mostu se zatížení statisticky významně neliší u jedinců po traumatu PDK i LDK. Dále pak není rozdíl mezi pozicí výpadu s DK vpředu a vzadu a mezi pozicí výpadu s DK vpředu a modifikovanou pozicí medvěda u probandů s poraněným levým kolenem.

Na základě zatížení DKK udaných v procentech v jednotlivých pozicích jsme vytvořili senzomotorickou řadu, od pozice s největší zátěží po pozici s nejmenší zátěží. Pro jedince po traumatu PDK platí:

1. K4Z, 2. VP přední DK, 3. MEZ, 4. VP zadní DK, 5. MOZ, 6. K4, 7. ME, 8. MO.

Vysvětlivky:

K4 – základní pozice kleku na čtyřech, K4Z – modifikovaný klek na čtyřech – zvednutí HK a DK do kříže, ME – základní medvěd, MEZ – modifikovaný medvěd – zvednutí HK a DK do kříže, MO – základní most, MOZ – modifikovaný most – zvednutí DK, VP – výpad

Zatížení v jednotlivých pozicích se shoduje i pro probandy s poraněním LDK s výjimkou 2. a 3. místa, u kterého jsou tyto hodnoty přehozeny. Můžeme tedy říci, že se neliší zatížení v jednotlivých pozicích pro jedince s traumatem PDK a LDK.

Podle hodnocení pozice medvěda pacienty se jevila tato pozice jako nejnáročnější. Což ale našimi výsledky potvrzeno nebylo. Jako pozice s nejmenší zátěží byla dle výsledků pozice mostu. Můžeme tedy říci, že tuto pozici bychom do rehabilitace zařadili hned na začátku, jakmile pacienti budou mít povolenou zátěž na 50 %. A naopak, modifikovaný klek na čtyřech můžeme do cvičební jednotky zařadit až ke konci rehabilitace, a to z důvodu, že v této pozici byla DK po traumatu nejvíce zatěžována. Pozice je pro pacienty nejnáročnější, proto ji zařadíme do cvičební jednotky až po zvládnutí snadnějších pozic. Výsledek odpovídá i tomu, že někteří jedinci při měření udávali bolest a nepříjemné pocity právě při kleku na postiženém koleni. Většinou se objevovala bolest v okolí jizvy.

Je samozřejmé, že musíme zohlednit i fakt, že v pozici kleku na čtyřech není zatěžován jen kolenní kloub, ale především oblast kyčle. U ostatních cvičebních pozic se kolenní kloub na udržení pozice podílí více. Například u pozice výpadu hrají velkou roli i hlezenní klouby. Pozice pro některé probandy nebyla jednoduchá z hlediska náročnosti na udržení rovnováhy. U některých jsme mohli pozorovat titubace trupu, hru šlach extenzorů či rozpažení horních končetin. Pozice mostu pro jedince nebyla nijak náročná. Někteří jedinci se ale zapírali spíše o paty, než o celá chodidla, proto v několika případech musela být daná pozice měřena vícekrát. Zatížení v této pozici by mohly ovlivnit například i problémy v kyčelních kloubech či s bederní páteří. Pozice medvěda se zdála být pro probandy nejobtížnější. Zvláště pak její modifikace. V této pozici je velká zátěž nejen na dolní, ale i na horní končetiny, proto

v případě jejich úrazu nebo slabosti může být výsledek zkreslen. Pozice byla náročná i z hlediska udržení rovnováhy.

Bylo pro nás překvapivé, že v pozici výpadu je zatížení na přední DK větší než ve všech námi měřených pozicích, s výjimkou modifikovaného kleku na čtyřech. Domnívali jsme se, že pozice výpadu je považována za jednu ze snadnějších pozic, která bývá zařazována u traumatických zranění kolene v rámci rehabilitace, kdy je již povolena plná zátěž. Výsledky ale ukázaly, že domněnka není pravdivá.

Povolená zátěž po traumatu měkkých tkání kolenního kloubu závisí na typu poranění a na způsobu jeho léčby. V případě zranění menisku, kdy byla zvolena jeho sutura, je plná zátěž povolena po třech měsících (Dungl, 2005). U menisektomie je povolena brzká zátěž, a to již po dvou týdnech, což ocení sportující jedinci (Pokorný a kol., 2002). Jak udává Gallo (2011), ruptura ligamentum collaterale mediale se ve většině případů řeší odlehčením v ortéze po dobu 4-6 týdnů a posléze se začíná postupně se zatěžováním dolní končetiny. U velmi častého poranění LCA se využívá buď konzervativní terapie s odlehčením na 2-4 týdny (Hoch & Višna, 2004), nebo rekonstrukce LCA, po níž se dodržuje odlehčování končetiny po dobu asi 4 týdnů, na čemž se shoduje většina autorů (Kolář, 2009; Smékal, Kalina, & Urban, 2006).

6.3 Diskuze k limitujícím faktorům

Limitujícími faktory naší studie byl malý počet probandů (22 jedinců). Nebyli vybráni jedinci pouze po jednom typu poranění kolenního kloubu. Bylo by zajímavé studovat zatížení daných jedinců jen při určité diagnóze. Ne všichni jedinci také podstoupili po zranění operaci, čili diagnózy byly řešeny jinými léčebnými postupy. Rozpětí doby mezi poraněním a měřením do této studie bylo velké (11 měsíců až 11 let). Nevýhodou bylo i to, že jsme neměli k dispozici žádnou zdravotnickou dokumentaci probandů a museli jsme se spoléhat na jejich tvrzení o prodělaném traumatu odebraným z anamnézy před začátkem měření. Nehomogenita vzorku probandů byla dána i rozdílným pohlavím, příčinami vzniku daného traumatu, odlišností poraněné dolní končetiny či stupněm fyzické aktivity jedinců. Je pravdou, že jsme měřili mladé jedince bez vážnějších zdravotních problémů a komplikací. Na výsledcích výzkumu se může podílet i nepřirozené prostředí (laboratoř), ale i chyba měření způsobená samotným přístrojem nebo lidským faktorem.

7 ZÁVĚR

V diplomové práci jsme se zabývali zhodnocením procentuálního rozložení zatížení dolních končetin v konkrétních cvičebních pozicích, a to u osob po prodělaném traumatu měkkých tkání kolenního kloubu. Zatížení těchto jedinců jsme porovnávali v jednotlivých pozicích vůči zdravé populaci. Z výsledků byly patrné určité rozdíly, zejména u pozice výpadu ve všech pokusech, kdy PDK byla vepředu.

Z důvodu, že každá pozice byla měřena dvakrát, jsme se zaměřili i na srovnání obou pokusů v konkrétní pozici. Statisticky významné rozdíly vyšly u probandů s poraněným levým kolenním kloubem v pozicích modifikovaného kleku na čtyřech, mostu a modifikovaného medvěda.

U jedinců po traumatu jsme se zabývali porovnáváním jejich zdravé a postižené DK. U probandů, kteří prodělali trauma PDK, se statisticky významně lišily hodnoty v pozici výpadu, a to jak v případě, kdy byla PDK vepředu, tak vzadu. Vždy byla DK po poranění zatěžována více, než zdravá DK. Probandi s poraněním LDK zatěžovali více zdravou DK než postiženou při pozicích kleku na čtyřech, mostu a medvěda. Modifikovaný klek na čtyřech se lišil jak u skupiny s poraněním PDK, tak LDK. Zatížení bylo větší ve prospěch jejich zdravé DK.

Z hlediska náročnosti pozic při postupu kinezioterapie jsme hodnotili i to, ve které pozici je DK po poranění nejvíce i nejméně zatěžována individuálně pro poranění PDK i LDK. V obou případech výsledky ukázaly, že plošiny byly u obou skupin zatěžovány nejméně v základní pozici mostu a nejvíce v modifikovaném kleku na čtyřech.

V rámci základního vyšetření, které proběhlo před vlastním měřením na silových plošinách, jsme testovali i somatognozii stojem na dvou vahách. Rozdíly mezi porovnáním zdravé DK a DK po traumatu byly nepatrné. Nejjednodušší zkouškou bylo pro bandy rozložení zatížení na 50 % z vlastní hmotnosti. Jako nejtěžší se jevilo přenesení zatížení na 75 %.

8 SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo určit rozložení zatížení dolních končetin při vybraných cvičebních pozicích u osob po prodělaném traumatu dolních končetin. Zajímalo nás také, zda se zatížení DKK u probandů po traumatu kolene statisticky významně liší od skupiny zdravých jedinců a jaké je zatížení v porovnání mezi DK po traumatu a zdravou DK. Dalším stanoveným cílem bylo zhodnotit jednotlivé pozice z hlediska zatížení, což je důležité při postupu kinezioterapie.

Teoretická část pojednává o postuře, posturální stabilitě, senzomotorickém systému, metodě Senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové a úrovních řízení motoriky podílející se na řízení pohybu. Dále pak byla popsána problematika stereognozie, somatognozie a propiocepce. Je zde popsán i kolenní kloub s možnostmi jeho poranění a následnou léčbou.

Ve výzkumné části diplomové práce byly měřeny jednotlivé cvičební pozice na silových plošinách AMTI. Měřily se 4 základní pozice a jejich modifikace. Dohromady tedy bylo měřeno 11 pozic, vždy ve dvou pokusech. Doba výdrže v každé cvičební pozici byla 10 s. Výzkumný soubor tvořilo 22 probandů (10 mužů a 12 žen) po traumatu kolenního kloubu s průměrným věkem 24,81 let.

Výsledky ukázaly, že procentuální zatížení se mezi skupinou jedinců po traumatu kolene lišilo od zdravé skupiny probandů zejména v pozici výpadu, ve všech případech, kdy byla PDK umístěna vepředu.

Při porovnávání 1. a 2. pokusu u konkrétních pozic pro danou končetinu byl statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) u pozice mostu, modifikovaného kleku na čtyřech a modifikovaného medvěda u probandů s poraněním na LDK.

Srovnání skupiny jedinců po traumatu kolene, kdy se srovnávala postižená a zdravá DK, vyšlo se statisticky významným rozdílem zatěžování v pozici výpadu u těch, kteří prodělali postižení PDK. Tato DK byla v dané pozici i více zatěžována, ať už byla umístěna vepředu či vzadu. Rozdílná byla i zátěž v pozici kleku na čtyřech, mostu a medvěda u jedinců s traumatem LDK, kteří více zatěžovali v těchto pozicích zdravou DK. Pozice modifikovaného kleku na čtyřech se lišila u probandů po traumatu PDK i LDK.

V porovnání procentuálního zatížení z hlediska náročnosti pozic vyšlo nejmenší zatížení v základní pozici mostu a největší v pozici modifikovaného kleku na čtyřech u jedinců po traumatu PDK i LDK.

9 SUMMARY

The main objective of the thesis was to determine the distribution of the load of lower limbs in selected exercise positions with persons who have suffered an injury of lower limbs. We also wanted to know whether the load of LLL in subjects after injury of knee statistically significantly differed from the group of healthy individuals and what the load was in comparison between the LL after an injury and healthy LL. Another set objective was to assess each of the positions from the point of view of load, which is important in the process of kinesiotherapy.

The theoretical part deals with posture, postural stability, sensorimotor system, method of Sensorimotor stimulation by Janda and Vávrová and with the levels of control of motor function that participates in movement control. Further, the issues of stereognosis, somatognosis and proprioception were described. Also the knee joint is described and its possible injuries and follow-up treatment are mentioned.

In the research part of the thesis the exercise positions on AMTI force platforms were measured. Four basic positions and their modifications were measured. Altogether, 11 positions, always in two tests, were measured. The time of endurance in every exercise position was 10 s. The research set consisted of 22 subjects (10 men and 12 women) after an injury of knee joint, of an average age of 24.81 years.

The results showed that the percentage load differed between the group of individuals after knee injury and the healthy group of people especially in the position of lunge, in all the cases where the right lower limb was placed at the front.

While comparing the 1st and 2nd test of each of the positions for the given lower limb, a statistically significant difference ($p < 0.05$) was found with the positions of bridge, of the modified kneeling on four and modified bear, with subjects with an injury on left lower limb.

The comparison in a group of individuals after knee injury where the affected and the healthy lower limb were compared, a statistically significant difference of load in the position of lunge was found with those who suffered an injury of the right lower limb. This lower limb was in the given position also more loaded, whether it was placed at the front or at the back. Also the load was different in the position of kneeling on four, bridge and bear in individuals with injury of left lower limb, who put more load on the healthy lower limb in those positions. The position of the modified kneeling on four was different with subjects after an injury of both the right and left lower limb.

In comparison of the percentage load from the view of intensity of the positions, the smallest load appeared in the basic position of bridge and the greatest load in the position of modified kneeling on four with individuals after an injury of both the right and left lower limb.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adedoyin, R. A., Olaogun, M. O. Omotayo, K., Olawale, O. A., & Egwu, M. O. (2008). Effects of wobble board training on weight distribution on the lower extremities of sedentary subjects. *Technol Health care, 16(4), 247-253.*
- Anders, J. O., Venbrocks, R. A., & Weinberg, M. (2008). Proprioceptive skills and functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone-tendon-bone graft. *International Orthopaedics, 32, 627-633.*
- Aschwini, C., Nanjaiah, C. M., Saraswathi, G. S., & Sham Sundar, N. M. (2013). Morphometrical study of menisci of human knee joint. *International Journal of Current Research and Review, 5(8), 118-125.* Retrieved 14.4.2016 from the World Wide Web: <http://www.scopemed.org/fulltextpdf.php?mno=38127>
- Baltaci, G., & Kohl, H. W. (2003). Does proprioceptive training during knee and ankle rehabilitation improve outcome? *Physical Therapy Review, 8(1), 5-16.* Retrieved 22.6.2016 from the World Wide Web: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=bda959a6-0779-475d-87f0-9ad30e56b290%40sessionmgr103&hid=128>
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu. 1. vyd.* Praha: Maxdorf.
- Blaszczyk, J. W., Lowe, D. L., & Hansen, P. D. (1994). Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait & Posture, 2(1), 11-17.*
- Bosco, G., & Poppele, R. E. (2001). Proprioception from a spinocerebellar perspective. *Physiological Reviews, 81(2), 539-568.* Retrieved 6.6.2016 from the World Wide Web: <http://physrev.physiology.org/content/81/2/539.long>
- 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 Posturographie. *Orthopäde, 42, 100-106.*

- Czamara, A. (2008). Moments of muscular strength of knee joint extensors and flexors during physiotherapeutic procedures following anterior cruciate ligament reconstruction in males. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 10(3), 37-44.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing.
- Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D., & Marsden, C. D. (1993). Effect of Vision and Stance Width on Human Body Motion When Standing: Implications for Afferent Control of Lateral Sway. *Journal of Physiology*, 469, 479-499. Retrieved 25.4.2016 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1143881/>
- Della Villa, F., Ricci, M., Perdisa, F., Filardo, G., Gamberini, J., Caminati, D., & Della Villa, S. (2015). Anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation: predictors of functional outcome. *Joints*, 3(4), 179-185.
- DeStefano, R., Kelly, B., & Hooper, J. (2010). *Svalová medicína: Revoluční metoda k udržování, posilování a obnově svalů a kloubů*. Olomouc: Poznání.
- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie. 1. vyd.* Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I., Navrátil, L., & Kubálková, L. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Gallo, J. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult. 1. vyd.* Olomouc: Univerzita Palackého.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie, 20. vyd.* Praha: Galén.
- Gatev, P., Thomas, S., Keppel, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, 514(3), 915-928. Retrieved 6.4.2016 from the World Wide Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x/full>
- George, R., Lord, S. R., & Sturnieks, D. L. (2008). Balance disorders in the elderly. *Clinical Neurophysiology*, 38(6), 467-478.

- Gladiš, T. (2013). *Hodnocení posturální stability ve stoji u zdravých mladých osob*. Diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Hanzlová, J., & Hemza, J. (2009). *Základy anatomie pohybového ústrojí*. Brno: Masarykova univerzita.
- Harrison, A. L., & Shaffer, S. W. (2007). Aging of somatosensory system: A translational Perspective. *Physical Therapy, 87*(2), 193-207. Retrieved 15.6.2016 from the World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/87/2/193.full.pdf+html>
- Hart, R., & Štipčák, V. (2010). *Přední zkřížený vaz kolenního kloubu*. Praha: Maxdorf.
- Heebner, N. R., Akins, J. S., Lepharta, S. M., & Sella, T. C. (in press). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait & Posture*. Retrieved 26.4.2016 from the World Wide Web: <file:///C:/Users/Tereza/Downloads/heeber%202014%20acceleromter%20balance%20testing.pdf>
- Holsgaard-Larsen, A., Jensen, C., Mortensen, N. H. M., & Aagaard, P. (2014). Concurrent assessments of lower limb loading patterns, mechanical muscle strength and functional performance in ACL-patients - A cross-sectional study. *The knee, 21*, 66-73.
- Holubářová, J. (2011). *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (2., upr. vyd.)*. Praha: Karolinum.
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy, 77*(5), 517-533. Retrieved 25.3.2016 from the World Wide Web: <http://ptjournal.apta.org/content/ptjournal/77/5/517.full.pdf>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing, 35*(2), 117-121.
- Chaloupková, R., Roubalová, J., Krbec, M., Nýdrle, M., Jančíková, V., & Kříž, V. (2001). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně.

- Chouteau, J., Testa, R., Viste, A., & Moyon, B. (2012). Knee rotational laxity and proprioceptive function 2 years after partial ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20, 762-766.
- Janda, V., & Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace. Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25(3), 14-34.
- Janda, V., & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.
- Janda, V., Vávrová, M., Herbenová, A., & Veverková, M. (2007). Sensory motor stimulation. In C. Liebenson (Ed.), *Rehabilitation of the spine: A practitioner's manual (2nd ed, pp. 513-530)*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Johnson, E. O., Babis, G. C., Soultanis, K. C., & Soucacos, P. N. (2008). Functional neuroanatomy of proprioception. *Journal of Surgical Orthopaedic Advances*, 17(3), 159-164.
- Kalvasová, E. (2009). Možnosti terapeutického řešení laterálních instabilit ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(3), 87-95.
- Kapanji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume Two. Lower limb*. London: Churchill Livingstone.
- Kejonen, P. (2002). *Body movement during postural stabilization*. Oulu: Oulu University Press.
- Kendal, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (2005). *Muscles: Testing and Function (5th ed)*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Kim, H. J., Lee, J. H., Ahn, S. E., Park, M. J., & Lee, D. H. (2016). Influence of Anterior Cruciate Ligament Tear on Thigh Muscle Strength and Hamstring-to-Quadriceps Ratio: A Meta-Analysis. *Journal Plos One*, 11(1), 1-11.
- Kolář, P. (1998). Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 5(4), 142-147.

- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1*, 3-17.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P., & Druga, J. (2009). Korové syndromy a jejich vyšetření. In Kolář P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. (84-90). Praha: Galén.
- Kolář, P., & Lepšíková, M. (2009). Cvičení zaměřené na rozvoj somatostezie. In Kolář P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. (251). Praha: Galén.
- Kolářová, B. (2012). *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*. Disertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum.
- Kumar, S., Omar, B., Ohnmar, H., Joseph, L. H., Krishnan, J., Esfehiani, A. J., & Min, L. L. (2014). Reliability, agreement, and validity of digital weighing scale with MatScan in limb load measurement. *JRRD, 51*(4), 591-598.
- Kuo, A. D. (2005). An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of Neural Engineering, 2*, 235-249.
- Latash, M. L. (2008). *Neurofyziological Basis of Movement. 2nd ed.* United States of America: Human Kinetics.
- Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human Kinetics.
- Lepšíková, M., Čech, Z., & Kolář, P. (2013). Změny somatognozie v klinickém obraze chronických bolestivých poruch pohybového aparátu. *Medicína po promoci, 14*(2), 42-47. Retrieved 23.3.2016 from the World Wide Web: <http://www.tribune.cz/clanek/29842-zmeny-somatognozie-v-klinickem-obraze-chronickyh-bolestivyh-poruch-pohyboveho-aparatu>
- Liebenson, C. (2001). Self-help advice for the clinician: Sensory-motor training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 5*(1), 21-27.

- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Macháčková, K., & Vyskotová, J. (2013). *Rehabilitační propedeutika 2*. Ostravská univerzita v Ostravě.
- Malliou, P., Gioftsidou, A., Pafis, G., Beneka, A., & Godolias, G. (2004). Proprioceptive training (balance exercises) reduces lower extremity injuries in young soccer players. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 17, 101-104.
- Mandeep, S. D., Kamal, B., & Sharad, P. (2011). Proprioception in anterior cruciate ligament deficient knees and its relevance in anterior cruciate ligament reconstruction. *Indian Journal of Orthopaedics*, 45(4), 294-300.
- Mattacola, C. G., Jacobs, C. A., Rund, M. A., & Johnson, D. L. (2004). Functional Assessment Using the Step-Up-and-Over Test and Forward Lunge Following ACL Reconstruction. *Orthopaedics*, 27(6), 602-608.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(3), 111-117.
- McKenzie, R., Watson, G., & Lindsay, R. (2012). *Léčíme si koleno sami*. Praha: McKenzie institut.
- Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *Acta Gymnica*, XIV, 93-122.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Oplová, L. (2012). *Úvod do DNS dle Koláře*. Skriptum vydané ke kurzu v rámci projektu „Prohlubování a zvyšování úrovně odborných znalostí nelékařských zdravotnických pracovníků ve zdravotnictví se zaměřením na odborně profesní vzdělávání a na vzdělávání v manažerských dovednostech.“ Ostrava 3.
- Page, P. (2006). Sensorimotor training: A „global“ approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10, 77-84.

- Page, P., Frank, C. C., & Lardner, R. (2010). *Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda approach*. Champaign: Human Kinetics.
- Palm, H. G., Strobel, J., Achatz, G., Luebken, F., & Friemert, B. (2009). The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture*, *30*(3), 328-333.
- Pastucha, D., Filipčíková, R., Horák, S., Malinčíková, J., Beránková, J., Bezdičková, M., Dobiáš, M., Kocvrlich, M., Matušek, Z., & Váverková, R. (2013). Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní medicína*, *15*(6-7), 229-232.
- Pauček, B., Smékal, D., & Holibka, R. (2014). Poranění předního zkříženého vazů – diagnostika magnetickou rezonancí, operační, klinické a rehabilitační souvislosti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *21*(3), 103-112.
- Pavlů, D., & Novosádová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practise. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *8*(4), 178-181.
- Pavlů, D. (2003). *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody 1: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. vyd. Brno: CERM.
- Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi (1. vyd.)*. Praha: Grada.
- Pokorný, V. a kol. (2002). *Traumatologie*. Praha: Triton.
- Portela, F. M., Rodrigues, E. C., & Ferreira, A. S. (2014). A critical review of position- and velocity-based concepts of postural control during upright stance. *Human Movement*, *15*(4), 227-233. Retrieved 25.3.2016 from the World Wide Web: [http://www.degruyter.com/dg/viewarticle.fullcontentlink:pdfeventlink/\\$002fj\\$002fhumo.2014.15.issue-4\\$002fhumo-2015-0016\\$002fhumo-2015-0016.pdf/humo-2015-0016.pdf?t:ac=j\\$002fhumo.2014.15.issue-4\\$002fhumo-2015-0016\\$002fhumo-2015-0016.xml](http://www.degruyter.com/dg/viewarticle.fullcontentlink:pdfeventlink/$002fj$002fhumo.2014.15.issue-4$002fhumo-2015-0016$002fhumo-2015-0016.pdf/humo-2015-0016.pdf?t:ac=j$002fhumo.2014.15.issue-4$002fhumo-2015-0016$002fhumo-2015-0016.xml)
- Preszner-Damjan, A., Horvath, G., & Kranicz, J. (2012). When does mechanical plantar stimulation promote sensory re-weighting: standing on a firm or compliant surface?

- European Journal of Applied Physiology*, 112(8), 2979-2987. Retrieved 12.4.2016 from the World Wide Web: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00421-011-2277-5#page-1>
- Psalmánová a kol., (2012). *Výzkum ve sportovní medicíně*. Masarykova univerzita Brno. Retrieved 23.5.2016 from the World Wide Web: <http://www.fsps.muni.cz/~tvodicka/data/reader/book-27/07.html>
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21, 48-58.
- Redfern, M. S., Yardley, L., & Bronstein, A. M. (2001). Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders*, 15(1), 81-94.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, Part II: the Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37, 80-84. Retrieved 16.6.2016 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164312/>
- Risberg, M. A., Mork, M., Jenssen, H. K., & Holm, I. (2001). Design and Implementation of a Neuromuscular Training Program Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(11), 620-631.
- Risberg, M. A., Lewek, M., & Snyder-Mackler, L. (2004). A systematic review of evidence for anterior cruciate ligament rehabilitation: how much and what type? *Physical therapy in sport*, 5(3), 125-145.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Rokyta, R. a kol. (2000). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV nakladatelství.
- Rokyta, R. (2008). *Fyziologie*. Praha: ISV.
- Rougier, P., & Boudrahem, S. (2010). Visual feedback of force platform displacements for balance control training: what postural ability do healthy subjects have to develop to decrease the difference between center of pressure and center of gravity movements?

- Motor Control*, 14, 277-291. Retrieved 20.4.2016 from the World Wide Web:
<http://www.humankinetics.com/acucustom/sitename/Documents/DocumentItem/18045.pdf>
- Rubenstein, L. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35, 37-41. Retrieved 3.3.2016 from the World Wide Web:
http://ageing.oxfordjournals.org/content/35/suppl_2/ii37.full.pdf
- Ruiz, R., & Richardson, M. T. (2005). Functional Balance Training Using a Domed Device. *Strength and Conditioning Journal*, 27(1), 50-55.
- Rychlíková, E. (2002). *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba*. Praha: Grada.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 398-405. Retrieved 6.5.2016 from the World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2859839/>
- Sasaki, O., Usami, S., Gagey, P. M., Martinerie, J., Quyen, M. L., & Arranz, P. (2002). Role of visual input in nonlinear postural control system. *Experimental Brain Research*, 147, 1-7. Retrieved 23.3.2016 from the World Wide Web:
<http://matboule.com/downloads/studies/2002-Vision.Posture-Exp.Brain.Res.pdf>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, H. M. (2010). *Motor control. 4th edition*. Lippincott: Williams & Wilkins.
- Smékal, D., Kalina, R., & Urban, J. (2006). Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca*, 73(6), 421-428.
- Stewart, T. D., & Hall, R. M. (2006). Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Current Orthopaedic*, 20, 23-31.
- Šmídová, J. (2010). Stabilizační proces jako výraz emocí a nálad. *Sestra*, 11, 33-37.
- Švejcar, P., & Šťastný, M. (2013). *Moderní fyziotérinik*. Praha: PLOT.
- Tichý, J. (2003). Somatognózie, tělesné schéma, fenomén tělového a viscerálního fantomu a fantomové bolesti. *Časopis lékařů českých*, 142(6), 331-334.

- Trnavský, K., & Rybka, V. (2006). *Syndrom bolestivého kolena. 1. vyd.* Praha: Galén.
- Trojan, S. (1999). *Lékařská fyziologie, 3. vyd.* Praha: Grada
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka (3^{ed} ed.)*. Praha: Grada publishing.
- Trulsson, A., Garwicz, M., & Ageberg, E. (2010). Postural orientation in subject with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 18(6)*, 814-823.
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2*, 92-98.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 9(4)*, 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 9(4)*, 122-129.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova, Karolinum.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2nd ed.)*. Praha: Triton.
- Višna, P., & Hoch, J. (2004). *Traumatologie dospělých: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Maxdorf.
- Višna, P., Pokorný, V., & Paša, L. (2002). Poranění předního zkříženého vazů. *Sanquis, 22*, 42. Retrieved 12.4.2016 from the World Wide Web:
<http://www.sanquis.cz/index1.php?linkID=art698>
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip – Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada Publishing.

Vyskotová, J. (2006). *Přístrojová technika v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*, Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta.

Westcott, S. L., Lowes, L. P., & Pamela, K. (1997). Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Physical Therapy*, 77, 629-645.

Retrieved 6.3.2016 from the World Wide Web:

<http://ptjournal.apta.org/content/ptjournal/77/6/629.full.pdf>

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214. Retrieved 3.3.2016 from the World Wide Web:

<https://pdfs.semanticscholar.org/7760/b2869f83ff04e595a39a0070283d2ea31c29.pdf>

Whiting, W. C., & Zernicke, R. F. (2008). *Biomechanics of musculoskeletal injury (2nd ed.)*. Champaign: Human Kinetics.

Worsley, P., Stokes, M., Barrett, D., & Taylor, M. (2013). Joint loading asymmetries in knee replacement patients observed both pre- and six months post-operation. *Clinical Biomechanics*, 28(8), 892-897.

[on line]. Retrieved 4. 3. 2016 from the World Wide Web: www.btl-shop.cz

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Souhlas etické komise

Příloha 2 Informovaný souhlas

Příloha 3 Protokol provedený před vlastním měřením probandů



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 25.1.2016 byl projekt diplomové práce
autorky **Bc. Terezy Langové**

s názvem **Stanovení rozložení zatížení dolních končetin při vybraných
cvičebních pozicích u osob po traumatu dolních končetin**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 14/2016
dne: 10.3.2016

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující
lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické
komise.**

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Příloha 2 Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Stanovení rozložení zatížení dolních končetin při vybraných cvičebních pozicích u osob po traumatu dolních končetin

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3 Protokol provedený před vlastním měřením probandů

Pohlaví: žena **X** muž **Věk:** let **Výška:** cm **Hmotnost:** kg

Diagnóza:

Anamnéza:

Rodinná A.:

Osobní A.:

Sociální A.:

Pracovní (pedagogická) A.:

Farmakologická A.:

Alergologická A.:

Abusus:

Zájmy:

Rombergova zkouška s molitanem (Airex):

Stoj na šířku pánve: nezvládne **X** více než 10s **X** více než 30s

Stoj spojný: nezvládne **X** více než 10s **X** více než 30s

Stoj spojný se zavřenýma očima: nezvládne **X** více než 10s **X** více než 30s

Tandemový stoj s molitanem (Airex):

Pravá DK vpředu: nezvládne **X** více než 10s **X** více než 30s

Levá DK vpředu: nezvládne **X** více než 10s **X** více než 30s

Zkouška laterality dolních končetin: - výstup na stoličku	PDK X LDK
- výpad	PDK X LDK
- skákat na 1 noze	PDK X LDK
- kop do balónu	PDK X LDK
- nárok před pádem	PDK X LDK

Zkouška lateralit horních končetin: - psaní	PHK X LHK
- hod míčkem	PHK X LHK
- dotyk nosu	PHK X LHK
- zapálení sirky	PHK X LHK
- čištění zubů	PHK X LHK

Stoj na jedné dolní končetině s molitanem (Airex):

Stoj na PDK: nezvládne **X** více než 10s **X** více než 30s

norma **X** pokles pánve na straně stojné DK **X** pokles pánve na straně zvednuté DK

Stoj na LDK: nezvládne **X** více než 10s **X** více než 30s

norma **X** pokles pánve na straně stojné DK **X** pokles pánve na straně zvednuté DK

Měření délek dolních končetin:

Funkční délka (sias – malleolus medialis): PDK - cm ; LDK - cm

Anatomická délka (trochanter major – malleolus lateralis): PDK - cm; LDK - cm

Rozložení hmotnosti na 2 vahách:

hmotnost:

P:

L:

Zatížení na 25 % vlastní hmotnosti: P: přesně **X** méně o **X** více o

L: přesně **X** méně o **X** více o

Zatížení na 50 % vlastní hmotnosti: P: přesně **X** méně o **X** více o

L: přesně **X** méně o **X** více o

Zatížení na 75 % vlastní hmotnosti: P: přesně **X** méně o **X** více o

L: přesně **X** méně o **X** více o