

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**VLIV KOMPLEXNÍHO STREČINKU DOLNÍ KONČETINY
NA POSTURÁLNÍ STABILITU**

Diplomová práce

Vedoucí práce:

PhDr. Lenka Satrapová, PhD.

Vypracoval:

Bc. Ludvík Maier

Odborný konzultant:

MUDr. David Pánek, Ph.D.

Praha, 2016

Prohlašuji, že svou závěrečnou diplomovou práci na téma „Vliv komplexního strečinku dolních končetin na posturální stabilitu“ jsem zpracoval samostatně a uvedl jsem všechny použité informační zdroje a literaturu, ze kterých jsem čerpal. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

Ludvík Maier

.....

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta/katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování:

Tímto bych chtěl poděkovat své vedoucí diplomové práce PhDr. Lence Satrapové, PhD. za odborné vedení, cenné rady a čas, který mi věnovala po celou dobu zpracování této práce. Mé velké poděkování patří MUDr. Davidovi Pánkovi, PhD. za pomoc při získávání a následném zpracování naměřených dat. Děkuji také všem dobrovolníkům. V neposlední řadě děkuji i mé rodině za podporu a trpělivost během psaní této diplomové práce.

Abstrakt

Název diplomové práce: Vliv komplexního strečinku dolní končetiny na posturální stabilitu

Cíle práce: Hlavním cílem této diplomové práce je pomocí dynamické počítačové posturografie zjistit, zda zvýšení pohyblivosti dolních končetin má pozitivní vliv na posturální stabilitu. Dalším dílčím cílem je zjistit efektivitu aplikovaných protahovacích cvičení.

Metody: Jedná se o pilotní studii, které se zúčastnilo 5 probandů a jejíž výsledky byly hodnoceny kvalitativně. Věk probandů v době prvního měření byl od 13 do 18 let. Všichni probandi byli muži hrající volejbal na závodní úrovni a během posledních dvou let u nich došlo k výraznějšímu růstu. Vzhledem k jejich vyššímu vzrůstu bylo předpokládáno snížení pohyblivosti dolních končetin a svalové zkrácení. K získání dat bylo využito klinického vyšetření aktivních rozsahů pohybů a vyšetření zkrácených svalů dle Jandy. Posturální stabilita byla měřena pomocí dynamické počítačové posturografie SMART EquiTest System od firmy Neurocom. Naměřená data byla zpracována pomocí programu NeuroCom Balance Manager software. V rámci studie proběhla dvě přístrojová měření v rozmezí dvou měsíců. Po prvním měření byly všichni probandi instruováni ke správnému provádění strečinkových cviků na zvýšení pohyblivosti dolních končetin, které aplikovaly do druhého měření. Výsledná data byly porovnávány intraindividuálně i interindividuálně.

Výsledky: Výsledky potvrdily, že zvýšená pohyblivost dolních končetin má vliv na zlepšení pohybového vnímání a na kontrolu posturální stability v posturálně náročných situacích. Délka aplikace protahovacích cvičení se ukázala jako nedostatečná.

Klíčová slova: posturální stabilita, strečink, dolní končetina, pohyblivost, dynamická počítačová posturografie

Abstract

Title: Influence of a complex stretching exercise of lower limb on postural stability

Objectives:: The main objective of this diploma these is to find out, using dynamic computerized posturography, whether the increased mobility of the lower limbs has a positive influence on postural stability. Another partial objective is to determine efficiency of the practised stretching exercises.

Methods: This is a pilot study where in research participated five probands whose measurement results were evaluated qualitatively. The aged of probands at the time of the first measurement was from 13 to 18 years. All probands are male volleyball league players and during the last two years occurred to a marked grow by all of them. Given their tall stature, it was expected a decrease in the mobility of the lower limbs and muscle shortening. To the data acquisition was used clinical examination of active range of motion and shortened muscle testing according to Janda. Postural stability was measured using computerized dynamic posturography SMART EquiTest System from Neurocom. Measured data were processed using the program NeuroCom Balance Manager software. In the Framework of study were conducted two intrumental measurements in the range of two months. After the first measurement all probands were instructed how to the correct implementation of stretching exercises to increase the mobility of the lower limbs which they practised till the second measurement. The final data were compared intraindividually and interindividually.

Results: The results confirmed that the increased mobility has an impact on improvement of locomotor perception and postural stability control in posturally difficult situations.

Keywords: postural stability, stretching, lower limb, mobility, computerized dynamic posturography

Obsah

1 ÚVOD	10
2 TEORETICKÉ POZNÁMKY	11
2.1 BIOMECHANIKA DOLNÍCH KONČETIN	11
2.1.1 Kyčelní kloub	12
2.1.2 Kolenní kloub	15
2.1.3 Hlezenní kloub.....	17
2.1.4 Chodidlo	18
2.2 STREČINK	19
2.2.1 Pohyblivost	20
2.2.2 Rozcvičení	22
2.2.3 Typy strečinku	23
2.3 POSTURÁLNÍ STABILITA	26
2.3.1 Základní pojmy.....	26
2.3.2 Vyšetření posturální stability.....	28
2.3.3 Dynamická počítačová posturografie (CDP).....	29
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	33
3.1 CÍL PRÁCE	33
3.2 ÚKOLY PRÁCE	33
3.3 HYPOTÉZY.....	33
4 METODIKA	34
4.1 METODICKÝ POSTUP U TEORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE.....	34
4.2 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU	34
4.3 VYŠETŘENÍ PROBANDŮ.....	35
4.4 CVIKY INDIKOVANÉ KE ZVÝŠENÍ ROZSAHU POHYBU	35
4.5 PŘÍSTROJE VYUŽITÉ PRO MĚŘENÍ.....	37
4.5.1 SMART EquiTest System	37

4.5.2 Technické parametry přístroje SMART EquiTest Systém.....	37
4.6 POSTUP MĚŘENÍ.....	39
4.6.1 Sensory Organization Test (SOT)	40
4.6.2 Motor Control Test (MCT).....	40
4.6.3 Adaptation Test (ADT).....	41
4.6.4 Weight Bearing Squat (WBS)	41
4.6.5 Unilateral stance (US)	41
4.6.6 Limits of stability (LOS)	42
4.6.7 Rhythmic Weight Shift (RWS)	43
4.7 Analýza dat.....	43
5. VÝSLEDKY.....	44
5.1 PROBAND Č. 1	44
5.1.1 Klinické vyšetření probanda č. 1	44
5.1.2 Přístrojové vyšetření probanda č. 1	47
5.2 PROBAND Č. 2	53
5.2.1 Klinické vyšetření probanda č. 2	53
5.2.2. Přístrojové vyšetření probanda č. 2	56
5.3 PROBAND Č. 3	62
5.3.1 Klinické vyšetření probanda č. 3	62
5.3.2 Přístrojové vyšetření probanda č. 3	65
5.4 PROBAND Č. 4.....	71
5.4.1 Klinické vyšetření probanda č. 4	71
5.4.2 Přístrojové vyšetření probanda č. 4	74
5.5 PROBAND Č. 5.....	80
5.5.1 Klinické vyšetření probanda č. 5	80
5.5.2 Přístrojové vyšetření probanda č. 5	83
6 DISKUSE	89

6.1 VYUŽITÍ STREČINKU METODOU POSTFACILITAČNÍHO ÚTLUMU KE ZVÝŠENÍ ROZSAHU POHYBU	91
6.2 VYUŽITÍ VÝSLEDKU DIPLOMOVÉ PRÁCE V PRAXI.....	93
7 ZÁVĚR.....	95
8 SEZNAM LITERATURY	96
9 PŘÍLOHY	103

1 ÚVOD

Současný trend plný multimédií usazuje lidstvo do židlí, které jsou střídány se školními lavicemi a kancelářskými křesly. Pohyb ztrácí na důležitosti. Pojem tělesná kultura již nemá takový význam jako dřív nebo je spojován s cvičením v přeplněných fitness centrech, kde řeší pouze estetickou stránku a přihozené kotouče na čince. Rozvoj tělesné všestrannosti je řazen do dob minulých a funkčních poruch pohybového aparátu stále přibývá. Bolesti zad již netrápí pouze starší generace, ale postihují čím dál mladší populaci. Proto je důležité si uvědomit, že správný pohyb je základním lékem, který nám pomáhá se těchto problémů zbavit nebo jim předejít.

Pojem strečink je všeobecně známý a jeho určité formy jsou zařazovány téměř ve všech sportovních týmech na závodní i rekreační úrovni. Vzhledem k četnosti těchto forem a jejich efektu je však otázkou, jestli jsou strečinkové cviky prováděny správně a plní tak svůj účel.

Zkrácený sval nejen že ztrácí svoji funkčnost, ale výrazně ovlivňuje i funkčnost svého antagonisty. Stejně jako nešlapeme na kole jen jednou nohou, aby nás nebolela, tak bychom neměli využívat pouze jeden sval, protože šlapky jsou vždy dvě. Napětí svalů ovlivňuje postavení kloubu. Pokud není postavení v kloubu optimální, nedochází pouze k ovlivnění daného segmentu, ale ztrácí se tím i stabilita vyšších segmentů, jelikož každý dům bez pevných základů dřív či později spadne.

Úkolem teoretické části této diplomové práce je shrnout poznatky tykající se biomechaniky dolních končetin a jejich konkrétních kloubů, vysvětlit pojmy tykající se posturální stability a zmínit možné metody jejího měření. Zbývající kapitola je věnovaná pojmům strečink, pohyblivost, rozcvičení. Tuto kapitolu považuji za stěžejní část teoretické části, jelikož kromě vysvětlení jednotlivých pojmů strečink, popisuje jednotlivé formy strečinku, jejich principy a cíle.

V praktické části je navržen vlastní experiment, porovnány vztahy mezi výsledky klinických a přístrojových měření a provedena analýza získaných dat intraindividuálně a interindividuálně. Cílem experimentu je zjistit efekt aplikovaných strečinkových cviků na zlepšení pohyblivosti dolních končetin a závislost získaného zvýšení pohyblivosti na posturální stabilitu.

2 TEORETICKÉ POZNÁMKY

2.1 BIOMECHANIKA DOLNÍCH KONČETIN

Končetiny obratlovců jsou výchlipkami embryonální tělní stěny, složené z mezenchymu a ektodermového krytu. Jejich vývoj probíhá z tzv. končetinových polí, které jsou v hrudní a pánevní oblasti a k jejich vzniku dochází až po vytvoření hlavní osy těla. Při vývoji končetin dochází ke dvěma diferenciacím. První z nich je diference skeletu, spojů a krytu končetin. Druhým diferencujícím programem je pohyb migrujícího tvaru, který slouží jako zdroj buněk pro končetinové svaly. Horní končetiny se vyvíjí dříve než dolní končetiny a jejich diferenciaci probíhá 32 dnů, po kterých následuje tvorba cév a nervů, separace prstů a osifikace chrupavčitého základu, která začíná 56. den. (Dylevský, 2009)

Osový orgán je tvořen ze tří základních funkčně spojených úseků, kam patří hlava, páteř a pánev, které se vzájemně stabilizují a zároveň dochází k jejich vzájemnému pohybu (Dylevský, 2009). Dolní končetiny tvoří komplexní svalový řetězec, jenž je možno ovlivňovat jak ze shora, tak zezdola. Proto je důležité u poruch na noze uvažovat i o vlivech z vyšších oblastí, tj. pánev, kyčel, koleno. Stejně tak je potřeba brát na vědomí opačný vliv z postavení planty (Hamill, Knutzen, 2009).

Femur s tibií tvoří dlouhou vertikální páku, proti které stojí krátké drždlo talu, tím pádem je rotace femuru přenášena na postavení nohy a naopak postavení nohy se může projevit přes pánev až na lýtko. Dle Kapandjiho (2005) pohyby kyčelního kloubu ovlivňují funkci nohy. Při vnitřní rotaci femuru dochází k plochonoží, naopak při zevní rotaci femuru dochází ke zvýšení podélné klenby. Pro stabilitu a její udržení je důležitá schopnost fixace kloubu na dolní končetině směrem proxodistálním (Véle, 2006).

Dolní končetiny zajišťují lokomoci, posturální aktivitu a oporu pro zbytek těla při přijímání i udílení kinetické energie. Pohyb v dolních končetinách můžeme rozdělit do tří oblastí, kterými jsou kyčle, kolena a nohy (Véle, 2006). Noha je velmi důležitý segment, který plní hned několik funkcí najednou. Zajišťuje stoj a lokomoci, čímž zprostředkovává kontakt těla s okolím. Zároveň zde dochází i k vzájemnému přenosu informací mezi CNS, která řídí pohyb a držení těla. Kvalitu určuje i tvar a postavení nohy, které souvisí s celkovou stabilitou nohy (Kolář, 2006).

Dolní končetina je orgánem opory a lokomoce vzpřímeného těla po dvou končetinách. Oproti horní končetině má daleko robustnější kostru a mohutnější svalové skupiny. Z vývojového hlediska došlo k posunu k bipedální lokomoci a k přesunu těžiště do roviny kyčelních kloubů, kdy jako nejekonomičtější je fixovaná extenze dolních končetin (Dylevský, 2009).

K přenosu sil mezi trupem a pohybujícími se končetinami dochází v pánvi, která je kaudální zakončení páteře a zároveň oporou pro dolní končetiny. Důsledkem toho je, že se řada pohybů v kyčelním kloubu promítá do oblasti páteře, především pak bederní části a zároveň má pohyb páteře odezvu v těchto kloubech. Jelikož tvoří páteř a pánev z kineziologického hlediska jednu funkční jednotku, promítá se sklon pánve na páteřní zakřivení (Dylevský, 2007).

Během vývoje došlo k největším změnám dolních končetin na chodidlech, která zastávala funkci úchopovou. V nynější době je lidská noha adaptována pouze na stoj a chůzi. Výjimku tvoří kojenecký a batolecí věk, kdy jsou rozvinuty manipulační a úchopové funkce chodidla. Tyto funkce jsou však postupně redukovány a noha se stává výlučně orgánem lokomoce (Dylevský, 2009; Véle, 2006).

Pánev a dolní končetiny nesou veškerou váhu horní poloviny těla, čímž hrají klíčovou roli, pokud se jedná o rovnováhu, stabilitu a držení těla. Schopnost stát na nohách a pohybovat se závisí na síti silných svalů spojující vzájemně kosti a klouby spodní části těla a tím tvoří pevnou a bezpečnou základnu (Abrahams, 2007).

Postavení pánve u člověka zaujímá sklon přední části dozadu dolů, přičemž je křížová kost vysunuta šikmo dopředu. Kyfóza promotoria zde zlomově přechází v bederní lordózu a těžiště se posouvá nad kyčelní klouby. Každá změna sklonu pánve se projeví na velikosti bederní lordózy (Dylevský 2007).

2.1.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je tvořen acetabulem a proximálním koncem kosti stehenní zakončené hlavicí femuru. Na acetabulu se přitom podílejí všechny tři kosti pánevní, kde nejmenší pětinnový podíl tvoří os pubis a největší, téměř polovinu tvoří os ischii. Plocha acetabula je jako jediná kloubní plocha potažena kloubní chrupavkou. Rovina acetabula s horizontální rovinou svírá tzv. „acetabulární úhel“ asi 45 stupňů a čelní

rovinou 35 stupňů, což znamená, že je skloněno zevně dolů a dopředu. Další komponentu tvoří vazivový prstenec. Pasivní komponenta pletence dolní končetiny je pánevní kost a aktivní svaly kyčelního kloubu a stehna (Behnke, 2001; Dylevský, 2009).

Vývoj kyčle začíná během druhé měsíce fetálního stádia. Od třetího do šestého měsíce probíhá diferenciacíe tří kostí pánevních, kam patří os illii, os ischi a os pubis. Hlavice femuru a acetabulum se formují během šestého měsíce (Dylevský, 2009).

Statika a dynamika kloubu jsou velice komplikované z důvodu šikmo probíhajícího dlouhého krčku, díky němuž je horní konec formován dvěma silovými resultantami, kdy jedna působí přes acetabulum na hlavici a druhá přes velký trochanter na proximální metafýzu femuru. Z výsledku několika studií plyne, že tento tvar se dokonale přizpůsobuje celkové konstituci, stavbě pánve, anatomii svalů i směru působení jejich sil a tahů (Dylevský, 2007).

2.1.1.1 Dynamika kyčelního kloubu

Kyčelní kloub má tři volnosti pohybu do tří rovin, kde provádí pohyb do flexe, extenze, addukce, abdukce, vnitřní a zevní rotace. Svým tvarem je tento kloub velice podobný kloubu ramennímu, avšak jsou pohyby v něm daleko více omezeny okolními strukturami, proto se velmi zřídka setkáváme s jeho dislokací. Kyčelní kloub drží váhu těla a velkou částí se podílí na lokomoci, kde plní funkci balančního kloubu a přenáší pohyby dolních končetin na páteř (Behnke, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 2005).

Flexe v kyčelním kloubu je ovlivněna postavením v kolenním kloubu, kdy při extenzi dosahuje rozsahu 90 stupňů a při flexi 120 a více stupňů. Maximální rozsah pohybu do flexe je ovlivněn napětím hamstringů při extendovaném kolenu a při flexi napětím hýžd'ových svalů. V případě rozsahu blížíci se 140 stupňům je omezen kontaktem s hrudním košem. Tento pohyb je často doprovázen flexí bederní páteře a retroverzí pánve (Kapandji, 2005; Hamill, Knutzen, 2009; Véle 2006).

Při extenzi v kyčelním kloubu je většinou aktivní rozsah menší než pasivní. Zde je naopak vyšší rozsah při extendované dolní končetině v kolenním kloubu, jelikož při flexi ztrácí hamstringy, které se účastní tohoto pohybu na efektivitě. Fyziologický rozsah při aktivním pohybu dosahuje 20 stupňů, při pasivním pohybu lze dosáhnout až

30 stupňů. Při pohybech do vyšších rozsahů, zde naopak dochází ke zvětšení bederní lordózy, antevertzi pánve a rotaci hlavice femuru (Kapandji, 2005; Hamill, Knutzen, 2009; Véle, 2006).

Abdukce je pohyb v kyčelním kloubu do strany, při kterém dochází k vyklonění z osy těla. Jednostranný pohyb do abdukce je zpravidla možný pouze do 30 stupňů. Poté dochází k synkinéze druhé kyčle, která se projevuje úklonem pánve k protější straně viditelným na spinách. Maximální rozsah pohybu lze zjistit pomocí měření úhlu, který svírají dolní končetiny. Maximální rozsahy dosahují 45 stupňů pro každou končetinu. Pohyby do maximálních rozsahů jsou doprovázeny laterálním úklonem pánve a laterální flexí páteře (Kapandji 2005; Hamill, Knutzen, 2009; Véle, 2006)

Pohyb je zároveň kontrolován nárazem krčku femuru na okraj acetabula. Většinou však tento pohyb omezí napětí adduktorů, či iliofemorálních a pubofemorálních vazů (Kapandji, 2005).

V extrémních případech lze dosáhnou aktivních rozsahů až 60 stupňů aktivně a 90 stupňů pasivně. Zde však k uvolnění iliofemorálního vazů dochází díky antevertzi pánve a hyperlordóze bederní páteře (Kapandji, 2005).

Addukce je mediální pohyb dolní končetiny ve frontální rovině, kdy při čisté addukci dochází ke kontaktu končetin. K relativní addukci dochází, pokud výchozí poloha dolních končetin je v abdukci. Dále se může provádět addukce v kombinaci z dalšími pohyby, jako je extenze či flexe. Pokud dochází k addukci z výchozího tj. nulového postavení, je tento pohyb spojen úklonem pánve a páteře ke straně provádějící pohyb. Při provádění je nutno mít v abdukci druhou končetinu. Maximální rozsah pohybu může být 30 stupňů. Typickým příkladem addukce je sed s překříženými dolními končetinami, kdy dochází k abdukci, zevní rotaci a flexi v kyčelním kloubu, které je pro kyčelní kloubu nejméně stabilní (Kapandji, 2005; Hamill, Knutzen, 2009; Véle 2006).

Rotace lze měřit vleže na břiše s flexí 90 stupňů v kolenním kloubu. Maximální rozsah by měl dosahovat 30-40 stupňů vnitřní rotace a 60 stupňů vnější rotace. Rozsah pohybu do rotace lze měřit zároveň vleže na zádech, při kterém je flexe v kyčelním i kolenním kloubu 90 stupňů. V tomto případě, lze naměřit vyšších rozsahů do vnější rotace, jelikož dochází k relaxaci iliofemorálního a pubofemorálního vazů, které

kontrolují vnější rotaci. Při pozici ve dřepu lze kombinací vnější rotace a abdukce dosáhnout rozsahů až 90 stupňů. Rozsah rotace je závislý na antevertzi krčku hlavice femuru, který je u dětí vyšší a je spojen s valgozitou kolen a plochonožím. Tento problém často vzniká při kleku, kdy dochází k flexi v kyčelních kloubech a vnitřní rotaci v kyčelních kloubech. Vzhledem k vysoké plasticitě kostí poté může docházet k jejich remodelaci (Kapandji, 2005; Hamill, Knutzen, 2009; Véle 2006).

2.1.2 Kolenní kloub

Střední kloub, ve kterém dochází k pohybu převážně v jedné, sagitální rovině. Pohyb do napřímení je prováděn převážně proti odporu gravitace. Druhým pohybem je rotace kolem axiální osy, ke které dochází pouze při flexi kolenního kloubu. Při plné extenzi je koleno velice stabilní. Z hlediska zranění může při plné extenzi dojít ke zlomeninám či poranění kloubních struktur nebo ruptuře vazů. Při flexi je koleno daleko více náchylné k poškození vazů či menisků (Behnke, 2001; Kapandji, 2005).

Kolenní kloub je spojení dvou nejdelších kostí těla, proto musí být jeho stabilita zajištěna mohutným vazivovým aparátem a silnými kolenokloubními svaly. Kolenní kloub nezahrnuje pouze spojení tibie a femuru, ale i spojení tibie s fibulou a spojení pately s kolenním kloubem (Kapandji, 2005; Véle, 2006).

Mezi aktivní pohyby v kolenním kloub patří flexe a extenze. Během pohybu v sagitální rovině však dochází k dalším třem pohybům: iniciální rotace kondylů femuru při zahájení pohybu a terminální vnitřní rotace při dosažení plní extenze. Druhým pohybem je pohyb valivý po tibiálním plató a poslední je pohyb klouzavý, kterého se účastní kondyly femuru společně s menisky. Důvodem těchto pohybů je různý poloměr křivosti kloubních ploch kolenních kondylů, který se zmenšuje dorzálním směrem. Z tohoto důvodu neexistuje stálá osa pohybu, ale mění se se stupněm flexe. Během pohybů taktéž dochází ke změně sil působících na zkřížené vazy, kdy však vždy zůstává plné napětí v jednotlivých vazech či jejich částech, což je základní podmínkou stability kolenního kloubu. Tyto vazy omezují flexi, extenzi a vnitřní rotaci a při jejich dysfunkci dochází ke vzniku viklavého kolena (Abrahams, 2007; Hamill, Knutzen, 2009; Dylevský, 2009; Véle, 2006).

Vzhledem k postavení krčku femuru, který vystupuje šikmo z acetabula není úhel, který spolu svírají femur a tibia 180 stupňů, nýbrž 170 – 175 stupňů, což můžeme považovat za fyziologickou valgozitu kolen. Ke zblhání směrem dolů dochází od krčku femuru až po kotníky pod úhlem cca 3 stupně. Daleko výrazněji lze tento fenomén pozorovat u žen, které mají širší pánev (Kapandji, 2005).

2.1.2.1 Dynamika kolenního kloubu

Extenze je pohyb v kolenním kloubu, který je prováděn z flektované pozice zpět do fyziologického postavení v případě aktivní extenze. V případě pasivní extenze lze dosáhnout hodnot 5-10 stupňů. Zde však mluvíme o hyperextenzi, která je způsobena převážně zvýšenou laxitou vaziva. U některých lidí vede tato hyperextenze ke „genu recurvatum“. Pohyb do extenze je závislý na postavení v kyčelním kloubu, kde při flexi v kyčelním kloubu může docházet ke snížení rozsahu pohybu do flexe díky zvýšenému napětí flexorů kolenního kloubu (Kapandji, 2005; Věle, 2006).

Flexe je posteriorní pohyb v sagitální rovině. Rozsah pohybu je ovlivněn postavením v kyčelním kloubu. Při flexi v kyčelním kloubu je aktivní rozsah pohybu do flexe v kolenním kloubu 140 stupňů. Při extenzi v kyčelním kloubu se tento rozsah zmenšuje vzhledem ke zvýšenému napětí dvoukloubového m. rectus femoris na 120 stupňů. Pasivní pohyb do flexe dosahuje až 160 stupňů a je omezen kontaktem paty s hýžděmi (Kapandji, 2005; Věle, 2006).

Během počáteční flexe zároveň dochází k rotačnímu pohybu femuru, při kterém se zevní kondyl femuru rotuje a vnitřní se posouvá. Při pokračování flexe následně dochází k valivému pohybu kondylu femuru po obou meniscích. Během toho tzv. klouzavého pohybu se kondyly femuru posunují po tibií dopředu, čímž se zmenšuje jejich kontaktní plocha a menisky se naopak posunují po tibií směrem dozadu (Dylevský, 2009).

Druhým pohybem v kolenním kloubu je rotace, která je závislá na stupni flexe. Nejčastěji uváděné hodnoty jsou 5-10 stupňů pro vnitřní rotaci a 30-50 stupňů pro zevní rotaci. Někteří autoři však uvádí hodnoty 15 stupňů vnitřní rotace a 20 stupňů rotace zevní. Rozsah rotací se zvětšuje s rostoucí flexí. K největšímu zvětšení dochází během prvních 30 stupňů flexe (Kapandji, 2005).

Největší rozsah rotací je možný při flexi mezi 45 a 90 stupni. K rotaci dochází vždy až po odemknutí kolene, při kterém dochází ke snížení napětí postranních vazů a ligamentum cruciatum anterius. Podmínkou odemknutí kolene flexe v tomto kloubu (Dylevský, 2009).

Při zevní rotaci se mediální kondyl posouvá vpřed a laterálně, při vnitřní rotaci se mediální kondyl posouvá vzad a mediálně, čímž se dostává mediální kondyl do kontaktu se zadním rohem vnitřního menisku a laterální kondyl femuru do kontaktu s předním rohem zevního menisku. Menisky zde při rotaci hrají důležitou roli, jelikož rozdělují pohyb mezi femoromeniskální a meniskotibiální spojení, přičemž pohyb laterálního menisku je zhruba dvakrát větší než pohyb menisku mediálního, který činí 6 mm (Dylevský, 2009; Věle, 2006).

Rotace v kolenním kloubu zároveň hrají důležitou roli v postavení chodidla, kde při vnitřní rotaci dochází k addukci chodidla a při zevní rotaci k abdukci (Kapandji, 2005).

2.1.3 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub je tibiotarsální spojení. Jedná se kloub složený kladkový a probíhá v něm pohyb v sagitální rovině, tj. dorzální a plantární flexe v rozsahu 30 – 60 stupňů. Přesněji řečeno je plantární flexe doprovázená inverzí a dorsální flexe everzí, což je dáno tvarem kloubních ploch a rozdílným poloměrem laterální a mediální strany přední části kladky talu. Ke všemu jsou pohyby v sagitální rovině doprovázeny rotací fibuly způsobené tahem vazů. Hlezenní kloub má při chůzi zásadní funkci v dynamickém přenosu hmotnosti těla z dolní končetiny na podložku, která musí plnit nejen funkci udržení rovnováhy, ale musí být schopná i plného rozsahu pohybu. Hlezenní kloub je nejdůležitějším kloubem zadní části chodidla. Postavení v kloubu je dílčí složkou pro určení rotace v kloubu kolenním. Významně se v těchto funkcích k hlezennímu kloubu připojují klouby subtalární a kloub Chopartův (Behnke, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 2005).

2.1.3.1 Dynamika hlezenního kloubu

Pohyby v hlezenním kloubu jsou prováděny ve třech axiálních osách nebo jako kombinace jednotlivých pohybů. Mezi pohyby hlezenního kloubu řadíme:

- Dorsální flexi, při které dochází k pohybu planty ze středního postavení směrem k bérci. Rozsah pohybu je cca 20 – 30 stupňů.
- Plantární flexi, což je pohyb opačným směrem v rozsahu cca 30 – 50 stupňů.
- Abdukci, kde dochází k pohybu kolem vertikální osy směrem ven v rozsahu 35 - 45 stupňů.
- Addukci, při které dochází opět k pohybu kolem vertikální osy směrem dovnitř v rozsahu 35 – 45 stupňů.
- Pronaci, jenž je rotační pohyb planty kolem podélné osy chodidla v rozsahu cca 15 stupňů a dochází při ní ke snížení podélné klenby palcové strany.
- Supinaci, při které dochází k rotaci kolem podélné osy mediálním směrem v rozsahu cca 35 stupňů. Malíková strany zůstává na zemi.
- Posledními pohyb je inverze, což je addukce spojená se supinací, a everze, při které dochází k abdukci společně s pronací (Véle, 2006).

2.1.4 Chodidlo

Nožní je klenba má dvě velice důležité funkce. První z nich je nosnost celé váhy těla, druhá je účast při lokomoci. Stabilita je závislá na třech oporných bodech a těžišti, které by mělo být situováno mezi těmito body. Mezi tři oporné body řadíme: hrbol patní kosti, hlavičku prvního a pátého metatarsu. Mezi těmito body nacházíme dva systémy nožních kleneb. Příčná klenba je vedena mezi hlavičkou prvního a pátého metatarsu. Tato klenba je podchycena šlašitým třmenem m. tibialis anterior a m. peroneus longus. Podélná klenba je vedena od hrbolu paty kostní k hlavičkám metatarzů na vnitřním okraji chodidla. Daleko výraznější je tato klenba na okraji vnějším. Vrcholem vnitřního paprsku je os naviculare. Vnější okraj je tvořen os calcaneus, os cuboideum, 4.-5. metatarsem a články 4.-5. prstu. Udržení podélné klenby závisí na tvaru a architektonice kostí nohy, vazivovém systému nohy a svalech nohy (Behnke, 2001; Dylevský, 2009)

Důležitost při funkci nožní klenby nesou všechny tři složky a nelze tedy tvrdit, že vytvoření klenby nohy je závislé pouze na aktivní složce, jelikož bylo díky studii

využívající elektromyografické vyšetření zjištěno, že svaly nejsou zcela klíčové a jejich aktivita je důležitá především během dynamického zatížení. Výsledky stabilometrického vyšetření ukazují, že během stoje je 60% váhy směřováno do zadní části chodidla a 40 % do přední části (Dylevský, 2009).

2.2 STREČINK

Slovo strečink odvozeno od anglického „stretch“ znamená v překladu roztažení, protažení nebo také pružnost. Ve světě je to slovo spojované jak s přípravou na sportovní aktivitu, tak jako forma kompenzačního cvičení aplikovaná po výkonu. Cílem metody je tedy nejen připravit tělo a svaly na fyzickou zátěž, ale zároveň zvýšit kloubní pohyblivost, zabránit riziku zranění a přispět ke zvýšení výkonnosti (Buzková, 2005).

I když v mnohých případech je určitá forma strečinku zařazována do sportovního výkonu, je jeho provedení plně nedostatků a nedbá se na základní pravidla, které je potřeba dodržovat a mezi které patří např. minimální doba potřebná k uvolnění svalu nebo komplexnost cviku zaměřená na celou skupinu svalů zapojující se do pohybů prováděných při pohybové aktivitě. Zároveň se v mnohých případech opomíjí důležitost dýchání, jenž rapidně zvyšuje efektivnost protahovacích metod, kdy při cvičení jógy nebo tai chi je na dech kladen hlavní důraz (Nelson, Kokkonen, 2009; Jebavý et al., 2014; Tsatsouline, 2001).

Dech je jediná funkce, která lze ovládat autonomně i vědomě a lze s ní ovlivnit např. srdeční frekvenci. Dýchání lze označit mostem mezi myslí a tělem, kdy výdechem dokážeme uvolnit celé tělo. Oproti tomu hyperventilací roste aktivita nervového systému a napětí svalů (Tsatsouline, 2001).

Dle studie prováděné v Austrálii v roce 2002 bylo prokázáno, že strečink nemá vliv na sportovní výkon a je kontraproduktivní, co se týče výskytu zranění, jelikož u sportovců, kde byl aplikován strečink pouze na jedné polovině těla, byla pocíťována svalová únava především na protahované straně. Postupně však bylo zjištěno, že tah vyvolaný napínáním svalů zvyšuje vnímání, které se projevuje jako svalová únava, proto je potřeba před strečinkem připravit sval formou zahřátí (Prang, 2013).

Zkrácený sval mechanicky i reflexně tlumí antagonistu, čímž zmenšuje fyziologický rozsah pohybu kloubu, který se díky menšímu rozsahu pohybu může deformovat či poškodit. Důvodem zkrácení může být dlouhodobá statické pozice, ve které je sval zkrácený. Mezi nejčastější takové pozice patří například sed. Tímto zkrácením dochází k reflexnímu snížení funkce antagonisty a ke zhoršení stabilizačních funkcí daného kloubu (Tlapák, 2014).

2.2.1 Pohyblivost

Pohyblivost neboli flexibilita je schopnost pohybovat svaly a klouby v plném rozsahu. Pod pojmem strečink si lze představit proces, kdy se prodlužují vazivové tkáně, svaly a další měkké tkáně (Alter, 1999).

Dobry rozsah pohybu ve všech kloubech těla je důležitým faktorem pro funkčnost svalů a kloubů. Tato funkčnost je nezbytná pro prevenci úrazů, zlepšuje výkon svalů a přispívá ke zlepšení kvality pohybu, které jsou díky pružnosti daleko ekonomičtější, čímž zlepšují i kvalitu života. Zvyšování nebo udržování pohybu je však v rámci rekreačního a profesionálního sportu mnohokrát opomíjeno nebo mu není dostáváno takové pozornosti, takže se tento nedůraz stává jednou z hlavních příčin přetížení, zranění a limitujícím faktorem při dosažení lepšího sportovního výkonu (Neslon, Kokkonen, 2009).

Pohyblivost a protažení svalů ovlivňuje mozek, který určuje jejich napětí. Toto napětí je minimální během první sekundy. Poté přichází ochranné zvýšení napětí zabráňující poškození svalů. Pohyblivost lze zvýšit zesílením a kontrolou rozsahu pohybu, proto může být omezení rozsahu způsobeno pouze nedostatečnou silou svalů, nikoliv nedostatečnou elasticitou vazů a šlach. Vzhledem k úzkému propojení mezi nervovou soustavou a svaly se pohyblivost snižuje při zvýšeném stresu, bolesti či úzkostných stavech (Tsatsouline, 2001).

Vysoká pohyblivost v mladším věku však může mít negativní vliv na posturální rozvoj a deformitu kloubů. Proto by neměl být pasivní strečink a metody využívající postfacilitačního útlumu aplikovány u dětí do deseti let (Tsatsouline, 2001).

Flexibilita kyčlí a dalších kloubů dolních končetin je velice důležitá pro maximální výkon. Pokud jsou svaly chronicky zkrácené, dochází nejen k omezení rozsahu pohybu v daném segmentu, ale i ke snížení výkonu způsobené vzájemně zvýšeným odporem antagonistů (McAtee, Charland, 2013).

Pohyblivost lze dle Altera (1999) rozdělit na:

- *Statickou pohyblivost*, což je pouze rozsah pohybu, do které lze segment pasivně přesunout, bez závislosti na rychlosti. Síla provádějící zde pohyb je pouze zevní produkt.
- *Dynamickou pohyblivost*, zahrnující pohyby, které jsou spojeny s rychlým dynamickým pohybem, při kterých dochází ke kontrakci konkrétních svalových skupin, které jsou protahovány.
- *Funkční pohyblivost*, která označuje schopnost využít rozsah kloubní pohyblivosti při provádění pohybu jakoukoliv rychlostí.
- *Aktivní pohyblivost*, což je rozsah pohybu při volném použití svalů.

Pohyblivost neexistuje jako obecná vlastnost, ale je charakterizovaná jednotlivými klouby a pohyby v nich, které jsou ovlivněny typem sportovní aktivity i somatotypem jedince. Typ sportovní aktivity může být zároveň příčinou stranové diference u jednotlivých kloubů (Alter, 1999).

Výhody dobré pohyblivosti:

- Zlepšení pohybového vnímání
- Prohloubení relaxace
- Snížení nebezpečí úrazu
- Snížení svalové bolesti
- Snížení svalového napětí (Alter, 1999)

2.2.2 Rozcvičení

Rozcvičení by mělo být samotný úvod pohybové aktivity, kdy by se pomocí nízké fyzické aktivity na hranici 110 až 130 tepů trvajících minimálně 5 až 10 minut mělo dosáhnout optimálního stupně fyziologických vlastností a aktivity svalů před samotným zahájením úvodního strečinku. Rozcvičení zvyšuje srdeční a dechovou činnost, dále zvyšuje teplotu svalů, průtok krve svaly a efektivitu svalové práce, snižuje pozdější narušení rovnováhy, upravuje funkční stav nervové soustavy a zároveň posiluje podmíněné pohybové reflexy. Dalšími výhodami jsou zvyšující se rychlost uvolňování energie pro sval a snížení rizika úrazu spojené se zvýšenou elasticitou svalů a vazů. Rozcvičení připravuje tělo na výkon jak po fyzické, tak po psychické stránce (Kovacs, 2010; Strakoš, Valouch, 2005).

Z hlediska aktivního zahřívání lze využít také magnetického pole, kdy při využití pulzního magnetického pole dochází k tvorbě tepla závislé na výšce magnetické oscilace, která zároveň stimuluje látkovou výměnu (Prang, 2013).

Cílem strečinku jako součásti rozcvičení je prevence zranění a zvýšení výkonu, kdy se využívá konkrétních technik určených pro zvýšení teploty využitím obecných či specifických pohybů těla v rámci dané sportovní aktivity. Hlavními výhodami strečinku jsou v tomto případě tepelně závislé fyziologické procesy, mezi které patří disociace kyslíku z hemoglobinu a myoglobinu, zvýšení krevního průtoku svaly, snížení viskozity svalů, zvýšení citlivosti nervových receptorů a zvýšení rychlosti nervových vzruchů (Shellock, Prentice, 2012).

Struktura správného rozcvičení:

- Zahřátí organismu pomocí nízké fyzické aktivity aerobního charakteru
- Strečink nejvíce zatěžovaných svalových partií s využitím aktivního a dynamického strečinku
- Strečink s využitím pohybu charakteristických pro danou sportovní aktivitu (Strakoš, Valouch, 2005).

Výhody správného rozcvičení:

- Zvýšená rychlost kontrakce agonisty a relaxace antagonisty
- Zlepšení reakční doby svalu
- Zvýšení síly
- Snížení odporu
- Zlepšení výměny kyslíku
- Zvýšení průtoku krve svaly (Kovacs, 2010).

2.2.3 Typy strečinku

2.3.3.1 *Statický strečink*

Statický strečink poskytuje posunutí hranice napínacího reflexu, dočasnou změnu délky a dokáže navodit svalové uvolnění cestou impulsů z Golgiho šlachových tělísek (Alter, 1999).

Statický strečink vyžaduje pomalé protažení požadovaného svalu či svalové skupiny, aniž by bylo dosaženo tzv. strečového reflexu, při kterém bývá protahovaný sval kontrahován (Nelson, Kokkonen, 2009).

Pomocí statického strečinku lze sice zvýšit rozsah pohybu v kloubu až třikrát rychleji než pomocí dynamického strečinku, ale jeho zařazení před výkonem snižuje výkonnost při provádění dynamických cviků, mezi které patří vertikální skoky, krátké sprinty a další úkony vyžadující maximální volné stahy, maximální sílu a co nejkratší reakční dobu svalů. Dle studií bylo prokázáno, že statický strečink před výkonem nesnižuje riziko zranění. Oproti tomu pravidelné provádění statického strečinku po výkonu nebo jako samostatná jednotka pozitivně působí na hypertrofii svalu, zvyšuje rychlost kontrakce a výkon svalu (Kovacs, 2010; Shier, 2004).

Statický strečink bývá jednou s nejvyužívanějších metod pro zvýšení rozsahu pohybu v kloubu i vzhledem ke své jednoduchosti a nízkému riziku poškození tkáně (Tsatsouline, 2001).

2.3.3.2 Dynamický strečink

Dynamický strečink využívá švihového pohybu do maximálních rozsahů v kloubu. Zvyšuje rozsah pohybu, ale zároveň je spojen s nejvyšším rizikem poškození svalů. Dynamický strečink spouští napínací reflex. Během dynamického strečinku dochází ke kontrakci svalů v protažené poloze, což zvyšuje funkční schopnost svalu v této poloze, čímž snižuje riziko zranění a zvyšuje výkonnost (Alter, 1999; Kovacs, 2010; Shier, 2004).

Dle studií však byla dlouhodobá účinnost dynamického strečinku několikrát zpochybněna vzhledem k biofyzikálním vlastnostem tkáně a neurofyziologických faktorech ovlivňujících rozsah pohybu a zlepšení flexibility (Tsatsouline, 2001).

2.3.3.3 Pasivní strečink

Pasivní strečink využívá vnější síly v situaci, kdy není agonista dostatečně silný. Využívá se především ke zvýšení elasticity svalu (Alter, 1999). Pasivní strečink se kromě zvýšení elasticity svalu věnuje především protažení vazivových komponent svalu, které patří do nekontraktilních komponent. Přesto však nelze fascii brát jako pasivní složku, jelikož se její vlastnosti mění např. teplotou, obsahem minerálů, bílkovin, kde je rozhodující množství kolagenu. Dále je důležitý vliv hladiny hormonů, což se nejvýrazněji projevuje v těhotenství, kdy je vazivo mnohem elastičtější. Zvýšená elasticita vaziva lze ovlivnit posilováním např. u hypermobilních pacientů. Z těchto důvodů lze vazivo rozdělit na aktivní a pasivní část. Aktivní část je daleko lépe ovlivnitelná, jelikož stažlivé mechanismy jsou ovlivňovány hormonálně, enzymaticky atd.. V neposlední řadě je důležité zmínit, že snížením napětí jedné části se zvýší napětí ostatních částí (Tlapák, 2014).

2.3.3.4 Aktivní strečink

Aktivní strečink vede k rozvoji aktivní síly ve vyšších pohybových rozsazích (Alter, 1999).

2.3.3.5 Strečink využívající postfacilitačního útlumu

Strečink využívající postfacilitační útlum, označovaný jako PNF (proprioceptivní neuromuskulární facilitace) strečink, je v mnohých studiích označován jako nejefektivnější metoda pro zvýšení rozsahu pohybu. S touto metodou přišel jako první v polovině minulého století americký neurofyziolog Dr. Herman Kabat spolu s jeho kolegyněmi fyzioterapeutkami Margaret Knott a Dorothy Voss. Jeho podstatou je oklamání strečového reflexu. Strečink funguje na principu neuromuskulární facilitace, jenž následně inhibuje tonický strečový reflex a dochází ke zvýšení rozsahu pohybu. Aplikace tohoto typu strečinku zahrnuje mechanické i nervové změny. Během provádění izometrické kontrakce dochází k inhibici a snížení aktivity Golgiho šlachového tělíska. Pomocí reciproční inhibice dochází během protažení ke snížení dráždivosti motoneuronu ve svalu, který se daleko více prodlouží (Bekir, Fatih, 2009; Tsatsouline, 2001).

Mezi metody strečinku využívající postfacilitačního útlum lze zařadit například tyto:

PIR (Postizometrická relaxace). Tato metoda je určena k uvolnění svalových vláken, které jsou v hypertonu i v klidovém stavu a často bývají zdrojem bolesti. Využívá slabé kontrakce, díky které aktivujeme nejdříve svalové snopce, které jsou kratší právě díky vyššímu svalovému napětí. Základním pravidlem postizometrické relaxace je provádět protažení svalu pomalu a šetrně, abychom nevyvolali obranný natahovací reflex, který by zvýšením napětí vláken působil kontraproduktivně. Po dosažení bariéry provádíme izometrickou kontrakci, která vyvolá lokální i centrální změny. Mezi lokální změny patří práce svalových bílkovin (aktin, tropomysin, titin atd.), změna obsahu energetických substrátů (sloučeniny fosforu, ATP aj.), dále se mění ultrastuktura svalu, kdy dochází k pohybu iontů vápníku a jiných substancí ovlivňujících svalovou kontrakci. Na centrální úrovni dochází ke změnám díky informacím ze svalových vřetének a Golgiho tělísek ve šlachách. Dochází zde ke změně nastavení senzorů na periférii a motoneuronů v míšním segmentu. Ve třetí fázi dochází k relaxaci svalu a jeho protažení. Tato fáze je však velice ovlivnitelná schopnostmi jedince dostatečně se uvolnit ve spojení se šetrností protažení (Lewit 2003, Tlapák 2014).

„*Nucená relaxace*“. Tato metoda je určena uvolnění všech svalových vláken. Během facilitační fáze dochází k 70% kontrakci protahovaných svalových skupin v nejvyšším možném rozsahu. Délka kontrakce je velmi specifická, jelikož probíhá do vyčerpání svalu, projevující se chvěním svalů. Tonické svaly vyžadují delší dobu kontrakce než svaly fázické. Během této fáze je kontrakce podporovaná rychlým povrchním dýcháním. Po vyčerpání svalu následuje relaxace svalu provázená zvýšením rozsahu pohybu a pomalým hlubokým dýcháním. Vzhledem k náročnosti provedení se provádí pouze jedno opakování (Tsatsouline, 2001).

Metoda „*zavíracího nože*“ („clasp knife“). Tato metoda ruší strečový reflex. Principem je odeslání informací z Golgiho šlachovým tělískům, po kterých následuje relaxace. Během facilitační fáze dochází k postupnému zvyšování izometrické kontrakce do maxima během 3-4 sekund a následná výdrž 3-4 sekundy v maximální možné kontrakci podpořené rychlým povrchním dýcháním. Poté následuje maximální relaxace, zvýšení rozsahu pohybu spojeno s pomalým hlubokým dýcháním trávající stejnou dobu. Celý cyklus se třikrát opakuje. Stejně jako v předchozím případě i zde podporuje přetížení svalu následnou hlubokou relaxaci (Tsatsouline, 2001).

2.3 POSTURÁLNÍ STABILITA

Hodnocení stability, rovnováhy či posturální kontroly v klinice je velice složité, jelikož ji ovlivňuje somatosenzorický feedback, vizuální a vestibulární feedback, prostorově vizuální feedback, centrální řídicí mechanismy, svalový tonus, koordinace, vnímání těla obecně, psychická rovnováha, svalová síla, vytrvalost atd. (Moore, 2012).

2.3.1 Základní pojmy

Postura je pozice těla ve všech normálních i abnormálních pozicích. Posturou neboli držením těla reagujeme na aktuální fyzický či psychický stav. Dle držení těla lze zároveň poznat emocionální stav jedince (Moore, 2012). Dle Koláře (2009) je postura aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, kde nejvýznamnější je síla tíhová. Postura je nejen součástí veškerých pohybů, ale i hlavní podmínkou pro jejich uskutečnění (Kolář, 2009). Schumacher (1989) definoval posturu jako relativní uspořádání různých částí něčeho (částí těla), vystupujících jako celek, kde poloha první věci je ve vztahu k věci druhé, celkové poloze a situaci, ve které se právě nachází.

V cizojazyčných zdrojích se setkáváme i s názory, že postura je pozice těla, která jej zachovává ve statické poloze, a svaly zde mohou, ale nemusí pracovat. Pokud je tato pozice správná a vyvážená, nedochází k namáhání tkání. Naopak špatná postura je tehdy, kdy je zaujatá pozice neefektivní a vzniká nadměrné napětí ve tkáních (Muscolino, 2014). Správná postura udržuje kosti a klouby ve správné poloze, takže jsou svaly ideálně používány, zabraňuje dostávání se kloubů do abnormálních pozic, snižuje únavu, jelikož jsou svaly využívány efektivněji, chrání nás před bolestí zad a přispívá k dobrému vzhledu (Ackland et al., 2009).

Posturální stabilita je stav, kdy jsou pohybové segmenty ve statické pozici (Kolář, 2009). Tento stav je doprovázen dynamickými ději, a proto ho lze označit jako neustále se opakující zaujímání stálé polohy. Posturální stabilita zajišťuje, aby nedošlo k neřízenému pádu (Kolář, 2009). Posturální stabilita byla popsána jako optimální kontrola nad balancem ve vzpřímené poloze, které využíváme jak při běžných denních situacích, tak je i podmínkou při sportu a její neustálé obnovování je závislé na dokonalé souhře nervového, senzorického, řídicího a motorického systému společně s pohybovým aparátem (Anderson, Behm, 2005). Zlepšení posturální stability docílíme pomocí cviků na nestabilních plošinách (např. BOSU, Posturomed), kterými zvyšujeme svalovou činnost a souhru. Zároveň je zde daleko větší účast CNS (Jebavý, Zumr, 2009).

Posturální stabilizace je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, doprovázející každý pohyb. Řízená je centrální nervovou soustavou a udržována svalovou aktivitou (Kolář, 2009). Důležitou roli při posturální stabilizaci hrají zejména menší svaly nacházející se v blízkosti kloubů, kde řídí jejich postavení (Muscolino, 2014).

Posturální reaktibilita je dle Vojty (2010) globální změna držení těla, kdy se projevují nejen nové vzory v držení, ale i v pohybu. Kolář (2009) uvádí, že veškerá změna pohybu těla je předcházena aktivací svalů stabilizačních, mezi které se řadí bránice, m. transversus abdominis, svaly pánevního dna a mm. multifidi.

2.3.2 Vyšetření posturální stability

Posturografie je termín, který se používá při popisu jakéhokoliv testu posturální stability, kde nejčastějším vyšetřením je elektronická dynamická posturografie (Desmond, 2011). Tyto testy zhodnocují průmět těžiště při stoji na plošině. Posturografie je neinvazivní metoda a poskytuje jasné hodnoty, jichž lze využít při reedukaci. Kromě již zmiňované dynamické posturografie měříme posturografii statickou (Kalvach, 2008). Základní podmínky při testování pomocí posturografie jsou standardizované na využití dynamometrické desky, okolnosti testování, dobu snímání, přesné instrukce testované osobě a způsob následného výpočtu parametrů. Tato standarda byla dohodnuta na Symposiu o posturografii v r. 1979 a 1981 (Nováková et al., 2001). Jednou z nejvyžívanějších a nejpřesnějších posturografických metod je metoda počítačové dynamické posturografie od firmy NeuroCom International s obchodním názvem programu EquiTest. Je sestavena z dynamometrické desky a obohacena vizuální projekcí. Výhodou této metody je přímé posouzení vestibulárních, vizuálních a somatosensorických funkcí (Furman, 2004).

Výpovědními hodnotami při měření jsou pro nás reakční síly působící ve třech vzájemně kolmých směrech. Primární silou je tíhová síla pacienta působící na plošinu, za sekundární síly jsou považovány reakční síly svalů přenášené na podložku (Tůmová, 2002). Tyto síly reagují na oscilace těžiště během stoje. V závislosti na čas je snímán „Center Of Pressure“ (působíště reakční síly), jenž reprezentuje průměr všech tlakových sil působících do opěrné plochy. Díky počítačové posturografii jsme schopni hodnotit podíl jednotlivých senzorických systémů na kontrole rovnováhy. Vyšetření se provádí na tenzometrické nebo silové plošině. Nejčastěji využívanými systémy jsou Kistler, AMTI, Bertec a již zmíněný EquiTest. Jako výstupní parametry při zhodnocení testování se využívá velikost amplitudy vychýlení „COP“ a „COG“ („Center Of Gravity“) anteroposteriorním a mediolaterálním směru (Kolář, 2009).

Využití nalézá posturografie v řadě lékařských oborů, kde slouží jako diagnostický nástroj pro určení různých nemocí, poruch, zranění atd. (Nováková et al., 2001). Vyšetření se zaměřuje na pohyb centra tlaku ve dvou na sebe kolmých osách v klidném stoji, kdy se jedná o dvourozměrné 2D analýze pohybu. Trojrozměrná 3D analýza pohybu zahrnuje navíc ještě třetí kolmou osu, které se využívá při měření dynamických funkcí. (Tošnerová, 2004). Dalšími druhy testování jsou modifikace již

zmiňovaného statického a dynamického testování, kam patří např. stoj na jedné noze, stoj se zavřenýma očima či stoj na pěnové podložce s vyloučením propriorecepce. Mezi dynamické se dále řadí pohyb plošiny (anteroposteriorně, laterolaterálně, změna sklonu) a zjišťuje reakční dobu vyšetřovaného (Kolář, 2009). V studiích bývá posturografie využívána jak k diagnostice, tak sledování efektu terapie s využitím tohoto diagnostického nástroje. Jednou z hlavních využití je sledování stavu vestibulárního systému při jednostranném deficitu, kdy dochází k celkovému poškození vestibulárního vzoru, proto lze tento nástroj dobře využívat při sledování terapeutického účinku (Furman, 1994).

Posturografie zjišťuje jak posturální stabilitu, tak i rovnováhu stoje. Při snaze o využití tohoto diagnostického přístupu bylo zjištěno, že posturografii lze využívat k měření vestibulárního aparátu, kdy lze vyloučit vliv somatosenzorického a zrakového vnímání. (Desmond, 2011)

Posturografie při měření pomocí Kistler desky se dá využít právě při ověřování účinku stabilometrické činnosti, kde lze využít např. testování ve třech různých postojích: široký postoj, úzký postoj a úzký postoj na molitanové plošině. Směrodatnými hodnotami jsou výchylky v mediolaterálním směru (sdML) a anteroposteriorním směru (sdAP), které jsou měřeny v mm. Dalšími výstupními hodnotami je rychlost vyrovnání výkyvu měřeno v mm/s (vML, vAP) a A_s , jež označuje celkovou plochu stabilogramu, měřeno v mm^2 (Tůmová, 2002).

2.3.3 Dynamická počítačová posturografie (CDP)

CDP představuje komplexní senzorický funkční test rovnováhy, kdy izolovaně testuje vestibulární, vizuální a somatosenzorické funkce (Lewis et al., 1982). Tím přispívá k objektivnímu hodnocení na rozdíl od starších posturografických technik, které sloužily jako pouhé testy celkové rovnováhy. Součástí CDP je plošina, na které stojí pacient a projektor, jež promítá pacientovo pozadí, aby se mohl vizuálně orientovat. Během testování lze plošinou pohybovat anteromediálně, laterolaterálně či naklánět v horizontální rovině. Po celou dobu je zaznamenávaná změna tlaku v každém ze čtyř kvadrantů (Ben-David, 1997).

Bálková (2005) rozděluje CDP podle použitých systémů na:

- statický systém – Balance Master
- dynamický systém – SMART BM, PRO Balance Master, Chatter Balance System, Equi test od Neurocom International.

Bálková (2005) ve své práci klade důraz na konkrétní pojmy, které jsou důležité při výpočtu celkového výsledku:

- *Opěrná plocha* (Area of Support, AS) – celá plocha kontaktu podložky s plochou těla využívána k vytvoření opěrné báze (Bálková, 2005).
- *Opěrná báze* (Base of support, BS) – aktuálně využívaná plocha, která je kontaktní plochou podložky společně s opornou bází. Je tvořena spojnicemi pat, zevními hranami chodidel a bříšky metatarzů (Bálková, 2005).
- *COM* (Centre of Mass) – bod, do kterého se soustřeďuje hmotnost celého těla. Jedná se o celkové těžiště zjistitelné výpočtem dílčích těžišť jednotlivých segmentů a jejich hmotností (Bálková, 2005; Vařeka, 2002).
- *COG* (Centre of Gravity) – průmět celkového těžiště těla promítnutý do roviny opěrné báze (Bálková, 2005).
- *COP* (Centre of Pressure) – výsledný součet všech vektorových sil působících na udržení stabilního stoje. Křivka úměrná stabilizačním schopnostem posturálního systému. Výslednici lze spočítat z hodnot reakčních sil působících na rohy vyšetřovací plochy. Při stoji na jedné noze se COP nachází pod stojnou nohou (Bálková, 2005).

2.3.3.1 Historie dynamické počítačové posturografie

CDP byla poprvé navržena a vytvořena pro výzkumná studia kontroly pohybu osob, jenž byla financována z National Institutes of Health a NASA v šedesátých a sedmdesátých letech minulého století. Prvně popsán byl tento přístup v 1982 doktorem Nasherem (Lewis et al., 1982). V roce 1986 se stala metoda komerčně dostupná, když firma NeurCom International přišla se systémem EquiTest, jenž se skládá ze senzorického testování (SOT) a motorického testování s možností otestování motorické adaptace (MCT, ADT) (Ben-David, 1997).

2.3.3.2 Studie využívající dynamické počítačové posturografie

Studie v Číně „*Postural control and sensory information integration abilities of boys with two subtypes of attention deficit hyperactivity disorder*“ přijala od června 2013 do září 2014 73 chlapců ve věku od 7 do 15 let s diagnostikovaný ADHD syndromem a 73 běžných chlapců z Pekingské univerzity. Tato studie měřila chlapce pomocí systému EquiTest 8.0. Zjištěny byly indexy rovnováhy, somatosenzorické, vestibulární a vizuální poměry, čímž byly analyzovány posturální řídicí schopnosti testovaných. Výsledky ukázaly, že chlapci s ADHD měli horší statickou posturální řídicí schopnost a hůře zpracovávali vestibulární a vizuální informace (Ren et al., 2014).

Studie „*Computerized dynamic posturography: the influence of platform stability on postural control*“ testovala pomocí systému Biodex Stability 20 jedinců, mezi kterými se nacházeli muži i ženy. Testováno bylo 13 úrovní stability. Do testovací baterie patřil celkový index stability, mediální, boční index stability a předozadní index stability. Z těchto hodnot bylo vypočteno celkové skóre a lineární korekce v určitých fázích. Z výsledku bylo zjištěno, že korekce stability a posturální řízení při jednotlivých změnách úrovní je u mužů dvakrát vyšší než u žen (Palm et al. 2014).

Studie „*Electromyographic latency of postural evoked responses from the leg muscles during EquiTest Computerised Dynamic Posturography: Reference data on healthy subjects*“ testovala 18 žen a 18 mužů, při testování byl využit EquiTest systém. Využito bylo 4 testů: senzorický test (SOT), motorický (MCT), test motorického přizpůsobení (ADT) a test posturální evokované odpovědi (PERT). Hlavním cílem studie bylo zjišťování latence zapojení svalů dolních končetin pomocí dvou metod. První metodou byl výpočet pomocí předem daného algoritmu, druhou bylo měření latence pomocí EMG. Výsledek ukázal, že využití EquiTest systému v kombinaci s druhou metodou měření je optimální a velice přesné (Perucca et al., 2013).

Studie „*Computerized dynamic posturography: the influence of platform stability on postural control*“ testovala vliv imobilizace horní končetiny (v závěsu) na posturální kontrolu. Ke studii bylo vybráno 42 probandů (26 mužů, 16 žen, průměrný věk 22 let) s dominantní pravou horní končetinou. Vybraní účastníci byli rozděleni na skupiny s fixovanou dominantní horní končetinou a s fixovanou nedominantní horní končetinou. Na CDP bylo prováděno testování senzorických schopností (SOT),

motorický test (MCT) a test motorického přizpůsobení (ADT). Výsledky ukázaly, že fixace horní končetiny způsobuje zhoršení posturální kontroly až u jedné třetiny subjektů. Zároveň bylo zjištěno, že daleko výraznější je tato porucha kontroly při fixaci nedominantní horní končetiny (Lui et al., 2013).

Na základě informací z těchto teoretických poznatků, které se zmiňují o vlivu strečinku na pohybové vnímání, sílu a rychlost kontrakce, jsem se rozhodl pro experiment zjišťující vliv komplexního strečinku dolních končetin na posturální stabilitu. Důležitým faktorem pro získání cenných informací byla realibilita použitého diagnostického nástroje, na kterou poukazují některé z výše zmíněných studií.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 CÍL PRÁCE

Cílem práce je posoudit, zda u probandů, kteří prováděli pravidelně cvičení na zlepšení pohyblivosti dolních končetin, dojde společně se zlepšením pohyblivosti i ke zlepšení posturální stability, která byla měřena pomocí přístroje SMART EquiTest System od firmy Neurocom.

3.2 ÚKOLY PRÁCE

1. Provést literární rešerši z oblasti zabývající pojmem „strečink“ a dle získaných informací vhodně aplikovat cviky pro zvýšení rozsahu pohybu dolních končetin.
2. Stanovit metodický postup.
3. Provést klinické a přístrojové vyšetření probandů.
4. Analyzovat data
5. Vyhodnotit a následně interpretovat data

3.3 HYPOTÉZY

H1: Předpokládám, že zvýšení rozsahu pohybu dolních končetin bude mít pozitivní vliv na výsledky přístrojového vyšetření posturální stability při měření statických testů.

H2: Předpokládám, že zvýšení rozsahu pohybu dolních končetin bude mít pozitivní vliv na výsledky přístrojového vyšetření posturální stability při měření dynamických testů.

H3: Předpokládám, že zvýšení aktivního rozsahu do vnitřní rotace bude mít významný vliv na zlepšení posturální stability.

4 METODIKA

4.1 METODICKÝ POSTUP U TEORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE

Teoretická část diplomové práce je zpracována formou literární rešerše na základě informací dostupných z českých a zahraničních literárních a informačních zdrojů. Teoretická část je rozdělena do jednotlivých kapitol a subkapitol, přibližující problematiku, na jejichž základě byl vytvořen experimentální návrh studie, který je popsán v dalších částech metodiky práce, aplikován v rámci experimentu, vyhodnocen a porovnán s výzkumy podobného charakteru. Kritériem pro vyhledávání literárních zdrojů je jazyk angličtina a čeština. Informační zdroje pro vyhledání dat jsou oborové bibliografie, referátové časopisy, online databáze, webové stránky, diplomové a disertační práce. Výběr sběru dat je validní s ohledem na přesnost citace informačních zdrojů dle normy ČSN ISO 690:2011. Vyhledávání potřebných odkazů a článků k uvedené problematice je založeno na vyhledávání pomocí klíčových slov.

Klíčovými slovy pro český jazyk jsou: posturografie, dynamická počítačová posturografie, stabilita, stabilizace, postura, strečink, mobilita, flexibilita, biomechanika, kineziologie, dolní končetina, kyčelní kloub, relaxace, fyzioterapie, kompenzační cvičení.

Klíčová slova pro vyhledávání v anglickém jazyce jsou: posturography, dynamic computed posturography, stability, stabilization, posture, stretching, mobility, flexibility, biomechanics, kinesiology, leg, hip, relaxation, physiotherapy, corrective exercises.

4.2 CHARAKTERISTIKAVÝZKUMNÉHO SOUBORU

Pro experimentální část bylo záměrně vybráno pět zdravých jedinců ($n=5$). Jednalo se o chlapce ve věku 13-18 let ($SD \pm 1,9$). Průměrná výška ve skupině byla 188,6 cm ($SD \pm 3,9$), hmotnost 77,2 kg ($SD \pm 7,8$) a BMI 21,65 ($SD \pm 1,6$). Žádný z vybraných jedinců při odebrání anamnestických dat neuvedl akutní či chronické problémy týkající se pohybového aparátu, které by měly vliv na výsledek měření stability. Každý z jedinců byl před testováním vyšetřen fyzioterapeutem a byl seznámen s průběhem měření. Všechny měřené osoby uvedly, že rozumí průběhu testování, stejně tak i jejich zákonní zástupci a před zahájením testování podepsaly informovaný souhlas, ve kterém souhlasí se zpracováním naměřených dat. Testované osoby byly měřeny ve

dvou termínech a to listopadu 2015 a v lednu 2016.

Všechna měření proběhla v laboratoři katedry fyzioterapie na Fakultě tělovýchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze. Před zahájením testování museli všichni probandí a jejich zákonní zástupci v případě nezletilých probandů podepsat informovaný souhlas (viz. Příloha č. 2), kde byli předem seznámeni s účelem a průběhem experimentu a interpretací výsledků. Výzkum byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 164/2015 (viz Příloha č. 1).

4.3 VYŠETŘENÍ PROBANDŮ

U všech probandů byl proveden orientační kineziologický rozbor, který probíhal v dobře větrané místnosti vždy den před posturografickým vyšetřením. Mezi vyšetření patřilo vyšetření stoje z pohledu zepředu, zezadu a z boku. Vyšetření aktivního pohybu v kloubech dolních končetin pomocí plastového goniometru, které probíhalo vleže na zádech a na břiše, vyšetřovanými pohyby byly pohyby v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu (Janda, Pavlů, 1993). Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy (1996). Vyšetření probíhalo vleže na zádech a vsedě, vyšetřovanými svaly byly paravertebrální svaly, m. triceps surae – pars soleus et gastrocnemius, m. iliopsoas, adduktory kyčelního kloubu, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, flexory kolenního kloubu, m. piriformis. Test Trendelenberg-Duchenne hodnotící funkci abduktorů kyčelního kloubu při stoji na jedné dolní končetině. Rombergův stoj testující stabilitu stoje ve třech různých modifikacích: prostý stoj (Romberg I.), stoj spatný (Romberg II.) a stoj spatný se bez zrakové kontroly (Romberg III.). Test se využívá při hodnocení posturální stability, jednotlivé modifikace sledují funkci vestibulárního periferní i centrální aparát, funkci mozečku a aferentaci z dolních končetin. Při testování sledujeme titubaci u šlach chodidel a pohyby trupu (Kolář, 2009). Posledním vyšetřením byl test dle Véleho, při kterém sledujeme rozložení sil na chodidle při stoji prostém, kontakt phalangu s podložkou a v případě zhoršené stability titubaci šlach (Véle, 2006).

4.4 CVIKY INDIKOVANÉ KE ZVÝŠENÍ ROZSAHU POHYBU

Součástí praktické části bylo pravidelné provádění cviků s cílem zvýšení pohyblivosti v kloubech dolních končetin se zaměřením především na svaly často opomíjené v rámci strečinku a na svaly s tendencí ke zkrácení. Indikované cviky byly aplikovány třikrát týdně vždy na závěr volejbalového tréninku. Ke zvýšení pohyblivosti

byla použita metoda popsána Tsautsoulinem (2001) na bázi postizometrické relaxace využívající postupně zvyšující odpor do maximální možné síly a využívající facilitaci pomocí rychlého povrchového dýchání po dobu 8 sekund, po které následovala relaxace s využitím inhibice svalového napětí pomocí hlubokého dýchání. Celý cyklus byl opakován 3-4x v závislosti na zvyšujícím se rozsahu pohybu. Tato metoda je popsána v teoretické části jako metoda „sklapovacího nože“. Doba jedné strečinkové jednotky byla cca 10 minut. Všichni probandi byli důkladně erudováni ke správnému provedení cviky a byli pravidelně kontrolováni o správnosti provedení v průběhu celých dvou měsíců mezi jednotlivými měření.

Seznam aplikovaných cviků:

1. Protážení svalů podélných svalů plosky nohy a m. gastrocnemius:

Klek s oporou o prsty dolních končetin a dorsální flexí v hlezenním kloubu. Izometrické kontrakce ve směru do flexe prstů a hlezenního kloubu.

2. Protážení krátkých adduktorů kyčelního kloubu + pasivní strečink m. gastrocnemius:

Hluboký dřep s mírnou zevní rotací v kyčelních kloubech, chodidla v plném kontaktu s podložkou, lokty opřeny o vnitřní stranu kolenních kloubů. Izometrická kontrakce proti loktům.

3. Protážení vnitřních flexorů kolenního kloubu m. soleus + pasivní strečink m. gastrocnemius:

Dřep na jedné DK, druhá DK v extenzi v kolenním kloubu s mírnou zevní rotací v kyčelním kloubu a nulovém postavení v hlezenním kloubu. Izometrická kontrakce patou kolmo do podložky.

4. Protážení m. biceps femoris a dlouhých adduktorů kyčelního kloubu.:

Neprotahovaná DK v mírné flexi v kolenním kloubu. Protahovaná DK v extenzi v kolenním kloubu a abdukci v kyčelním kloubu, chodidlo celou plochou v kontaktu s podložkou. Rotace pánve a anteflexe pánve ve směru protahované DK. Izometrické kontrakce směrem do zevní rotace a addukce v kyčelním kloubu.

5. Protážení m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. tibialis anterior:

Neprotahovaná DK v pravém úhlu v kyčelním a kolenním kloubu, opora o chodidlo.

Protahovaná DK opřene kolenem o podložku, maximální extenze v kyčelním kloubu, flexe v kolenním kloubu a dorsální flexe v hlezenním kloubu. Kontralaterální HK úchop za nárt. Izometrická kontrakce do dorsální flexe v hlezenním kloubu a do extenze v kolenním kloubu proti odporu HK a kolenem směrem do podložky. Z důvodu zhoršené flexibility využito ručníku k prodloužení osy HK.

6. Protážení abduktorů kyčelního kloubu:

Neprotahovaná DK flexe v kolenním a kyčelním kloubu. Protahovaná DK abdukce v kyčelním kloubu a inverze v hlezenním kloubu, trup opřen ipsilaterální stranou o zeď. Izometrická kontrakce směrem do podložky.

7. Protážení zevních rotátorů kyčelního kloubu:

Protahovaná DK v maximální flexi v kolenním kloubu a kyčelním kloubu, vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Kontralaterální HK zapřena dlaní o zevní stranu kolene. Izometrická kontrakce ve směru proti odporu paže.

4.5 PŘÍSTROJE VYUŽITÉ PRO MĚŘENÍ

4.5.1 SMART EquiTest System

SMART EquiTest System od firmy Neurocom je přístroj vyšetřující stabilitu, který lze zařadit do kategorie dynamická počítačová posturografie a je využíván v mnoha medicínských oborech jako objektivní diagnostický nástroj i jako rehabilitační pomůcka s využitím zpětné vazby. Přístroj slouží léčbě po traumatických poškozeních mozku, jako prevence před pády u starších osob, při rehabilitaci vestibulárních poruch, v neurorehabilitaci, k léčbě závratí a samozřejmě k výzkumu.

4.5.2 Technické parametry přístroje SMART EquiTest Systém

Součástí přístroje je:

- Dynamometrická plošina rozdělená do čtyř kvadrantů, tato plošina je schopna provádět translační pohyb v anteroposteriorním směru a stejných směrech se dokáže i rotovat.
- Pohyblivé vizuální okolí vybavené LCD displejem a osvětlením
- NeuroCom Balance Manager software

- Závěsné jistící popruhy
- Počítač s LCD displejem pro vyšetřujícího
- Barevnou tiskárnu
- Bezdrátovou myš



Obrázek č. 1 SMART EquiTest Systém

Dostupné z: <http://lermagazine.com/products/smart-equitest-balance-system>

Po celou dobu je zaznamenávána změna tlaku v každém kvadrantu. Data jsou následně převedena do počítače, kde jsou pomocí programu analyzována a výsledný výpočet je zobrazen grafem i numerickou hodnotou.

Standartní systém obsahuje protokoly, kterých bylo využito při testování:

- Sensory Organization Test (SOT) hodnotící jednotlivé senzorní funkce k udržení stabilního stoje.
- Motor Control Test (MCT) sledující čas, za který se reaktivuje posturální systém při posunu silové desky v anteroposteriorním směru.
- Adaptation Test (ADT) hodnotící velikost odezvy reakčních sil a adaptibilitu při rotaci silové desky.
- Weight Bearing Squat (WBS) hodnotící procentuální rozložení celkové váhy těla mezi pravou a levou dolní končetinou při flexi v kolenních kloubech 0, 30, 60 a 90 stupňů.
- Unilateral stance (US) – sledující stabilitu při stoji na jedné dolní končetině se

zrakovou a bez zrakové kontroly.

- Limits of Stability (LOS) – sledující možnosti volního pohybu v prostoru bez změny opěrné báze.
- Rhythmic Weight Shift (RWS) – zjišťující schopnost rytmického vychylování těžiště ve dvou na sebe kolmých osách.

Dále pak tréninkové protokoly: Sequence training, Weight Bearing Training a Custom Training.

Maximální výška testovaného může být 203 cm a maximální váha 200 kg, Celková váha systému je 352 kg (Perform operating document, 2015).

4.6 POSTUP MĚŘENÍ

Testování probíhalo v laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS. Testování bylo prováděno ve dvou termínech s odstupem dvou měsíců, během kterých prováděli probandi cviky na zvýšení mobility kloubů dolních končetin.

Pro vyšetření posturálních funkcí na přístroji EquiTest SMART bylo využito souboru sedmi testů (protokolů). Cílem testů bylo zhodnotit posturální stabilizační mechanismy a případný dopad zvýšené kloubní mobility na tyto mechanismy. Jednotlivé protokoly hodnotí schopnosti stabilizační statické, schopnosti reagovat na změnu polohy či schopnost přechodu z klidu do pohybu. Zároveň zde byly zjišťovány stabilizační funkce při omezeném aferentním vstupu – zavřené oči, vizuální klamy.

Testování probandi byli před testováním zajištěni závěsným systémem bránícím před pádem. Před prvním měření neměl žádný z probandů možnost si vyzkoušet testy a všichni testovaní doposud neabsolvovali žádné podobné vyšetření. Po celou dobu testování byl přítomný odborný pracovník laboratoře, který kontroloval pozici měřeného a správnost provedení testů.

4.6.1 Sensory Organization Test (SOT)

Probíhá v šesti posturálních situacích:

- stoj se zrakovou kontrolou
- stoj bez zrakové kontroly
- stoj se zrakovou kontrolou a pohybem okolí
- stoj se zrakovou kontrolou a předozadní rotací dynamometrické desky
- stoj se zrakovou kontrolou, pohybem okolí i dynamometrické desky
- stoj bez zrakové kontroly a pohybem dynamometrické desky.

Každé z uvedených vyšetření se opakuje 3x a doba trvání je 20 sekund. Během testu jsou hodnoceny pohyby COG („centre of gravity“). Po dokončení testu jsou je programem vypočítáno skóre hodnotící schopnost udržet COG v ideální pozici vyjádřené v procentech. Probandi byli během testování instruováni k co nejpevnějšímu stoji s minimem výchylek COG. Test zároveň hodnotí, zda při udržování stability dochází k zapojení kotníků či kyčelních kloubů. Pohyb COG v předozadním směru je udržován přenášením váhy z palců na paty, v mediolaterálním směru dochází k udržování pomocí přenášení váhy z jedné nohy na druhou (Perform operating document, 2015).

Test má za úkol zjištění abnormalit při udržování stability, tyto abnormality lze pomocí jednotlivých posturálních situací přesně rozdělit na zrakové, somatosenzorické a vestibulární. Poruchy senzomotorické se projevují především při vyšetření bez zrakové kontroly a poruchy vestibulární při pohybu dynamometrické desky (Perform operating document, 2015).

4.6.2 Motor Control Test (MCT)

Protokol probíhá za zrakové kontroly. Během testování dochází k posunu silové desky nejprve v anteriorním, posléze v posteriorním směru. V obou případech dochází ke třem postupně se zvětšujícím posunům dynamometrické desky (Perform operating document, 2015).

Během protokolu je hodnoceny tyto parametry:

- *Latence* „*latency*“, ukazující reakční dobu svalů v milisekundách.

- *Váhovou symetrii „weight symmetry“*, zjišťující rozložení vah mezi dolní končetiny při pohybu dynamometrické desky (Perform operating document, 2015).

4.6.3 Adaptation Test (ADT)

Protokol probíhá za zrakové kontroly. Protokol kvantifikuje schopnost pacienta snížit množství energie potřebné k udržení posturální stability při opakující změně povrchu při stejné rychlosti a stejném úhlu náklonu. Zároveň hodnotí schopnost minimalizovat vychýlení COG. Během testu dochází k rotaci silové desky. Rotace probíhá nejprve v anteriorním, posléze v posteriorním směru. V obou případech se rotace 5x opakují a jsou prováděny stálou rychlostí ve stejném rozsahu. Tento protokol zjišťuje schopnost adaptace pacienta při opakované expozici. Měřeným parametrem je posun těžiště během první sekundy v milimetrech a síla potřebná k obnově posturální kontroly (Perform operating document, 2015).

4.6.4 Weight Bearing Squat (WBS)

Tento protokol probíhá za stálé zrakové kontroly. Test sleduje rozložení váhy na dolních končetinách při podřepch s 30, 60 a 90 stupňovou flexí v kolenních kloubech. Výslednou hodnotou je procentuální vyjádření zátěže dolních končetin (Perform operating document, 2015).

4.6.5 Unilateral stance (US)

Sleduje pohyby COG, kde je měřeným parametrem opět „COG sway velocity“, který je vyjádřen ve stupních za sekundu. Testování má dvě úrovně, stoj na jedné noze se zrakovou kontrolou a stoj na jedné noze bez zrakové kontroly. Obě dvě úrovně jsou měřeny bilaterálně ve třech opakováních po 10 sekundách. Protokol zároveň hodnotí stranové vychylky, které vyjadřují stranovou dominanci. Velký rozdíl stability mezi stoji s otevřenými a zavřenými očmi poukazují na poruchu senzomotorických funkcí. Pokud hrozí riziko pádu, je možnost se během testu krátce opřít o druhé chodidlo. Pacient je během testování instruován k pevnému stoji s rukama podél těla (Perform operating document, 2015).

4.6.6 Limits of stability (LOS)

Protokol sleduje možnosti volního pohybu COG, aniž by došlo, ke změně opěrné báze. Schopnost kontroly těžiště neboli dynamiky stabilního stoje je zjišťováno pomocí vychýlení. Při testování dochází k vychýlení do následujících osmi směrů:

- dopředu
- šikmo vpravo dopředu
- doprava
- šikmo vpravo dozadu
- dozadu
- šikmo vlevo dozadu
- doleva
- šikmo vlevo dopředu

V první fázi testování pacient musí zaujmout základní postavení s COG uprostřed, poté je vždy zvukovým signálem vyzván k co nejrychlejšímu přesunu těžiště do určitého bodu, v jednom z již zmiňovaných směrů, který sleduje na LCD monitoru před sebou a kde musí po určitou dobu setrvat. Během testování musí být celá chodidla stále v kontaktu s podložkou (Perform operating document, 2015).

Měřenými parametry jsou:

- *Reakční čas* „*reaction time*“, který sleduje dobu mezi zvukovým signálem a reakcí vyšetřovaného. Při prodloužení reakčního času lze uvažovat o senzoriocko percepčním deficitu či deficitu v plánování pohybu.
- *Rychlost pohybu* „*movement velocity*“, což je průměrná rychlost pohybu COG vyjádřena ve stupních za sekundu v rozmezí 5% a 95% vzdálenosti do primárního koncového bodu. Pomalá rychlost je projevem stárnutí, nejistoty či poruchy CNS.
- *Koncové vychylky* „*endpoint excursion*“, vzdálenost, kterou urazí COG od koncového bodu k cíli, vyjádřena v procentech LOS.
- *Směrová kontrola* „*directional control*“, je procentuální vyjádření pohybu k cíli, kdy přímá linie představuje 100%.

- *Maximální výchylka* „*maximal excursion*“, je procentuálně vyjádřená největší vzdálenost, kterou COG urazí během testu, tato vzdálenost může větší než koncová výchylka (Perform operating document, 2015).

Vzhledem k množství získaných dat nejsou ve celkové výsledcích vyhodnoceny maximální výchylky a koncové výchylky.

4.6.7 Rhythmic Weight Shift (RWS)

Rytmičné přenášení váhy zjišťuje schopnost vyšetřovaného vychylovat COG v laterolaterálním a anteroposteriorním směru. Schopnost zrychlení, zpomalení, změny směru pohybu a jeho rychlosti jsou nezbytné pro posturální kontrolu. Během testování, se vyšetřovaný orientuje podle kurzoru na obrazovce před sebou, který se pohybuje v daném směru a představuje pohyb COG vyšetřovaného. Pohyb kurzoru probíhá mezi dvěma body, které jsou na obrazovce označeny jako linie. Pohybující kurzor se v obou směrech pohybuje třemi rychlostmi: pomalu, středně rychle a velmi rychle. Měřené parametry jsou:

- „*On – Axis velocity*“ - průměrná rychlost COG v daném směru ve stupních za sekundu, vyjadřuje, jak je pacient schopný udržet nastavený rytmus.
- „*Directional control*“ – procentuálně vyhodnocuje přímost a plynulost pohybů mezi koncovými body, kdy ideální provedení znamená 100%.

Tímto testem lze zjistit poruchy časování pohybu v případě morbus Parkinson či cerebelárního syndromu, neschopnosti zpomalení pohybu při ataxii, neschopnosti zrychlit při bradykinesy, neschopnost změnit směr (adiadokinesa) nebo nemožnost volného pohybu v daném směru (ataxie) (Perform operating document, 2015).

4.7 Analýza dat

V rámci analýzy dat byly porovnávány hodnoty získané z klinického vyšetření a z měření pomocí programu NeuroCom Balance Manager software. Zároveň docházelo k porovnání výsledků získaných před prováděním a po provádění cviků, které měly za cíl zvýšit rozsah pohybů v kloubech dolních končetin. K vyhodnocení bylo použito programu Microsoft Excel. Cílem vyhodnocení bylo zjistit vztahy mezi změnou pohyblivosti a posturální stabilitou.

5. VÝSLEDKY

5.1 PROBAND Č. 1

5.1.1 Klinické vyšetření probanda č. 1

Muž, H. V. D., 13 let, 195 cm, 92 kg, BMI 24,19

Anamnéza:

OA: závažnější onemocnění - 0, úrazy – 0

- občas se vyskytují bolesti kolen, při a po zátěži, pacient za poslední dva roky vyrostl o 13 cm

SA: student základní školy

SpA: volejbal závodně cca pět let s intenzitou 3x týdně

FA: nejuje

AA: nejuje

Kineziologický rozbor:

Stoj:

Rotace hlavy mírně vlevo, předsun hlavy, levé rameno výše, vnitřní rotace ramen, odstáté lopatky - levá výrazněji, hypertrofie horních fixátorů lopatek, výraznější thorakobrachiální úhel pravé lopatky, zvýšená hrudní kyfóza, oslabení břišních svalů, oploštělá bederní lordóza, mírná zevní rotace kyčelních kloubů, mírně valgózní postavení kolen, plochonozi bilaterálně.

Dynamické vyšetření:

Trendelenburg-Duchen: negativní, bez poklesu pánve

Test dle Véleho: negativní

Rhomberg I, II, III: negativní

Goniometrické vyšetření

- vyšetření pomocí plastového dvouramenného goniometru aktivními pohyby bez fixace

	Listopad 2015		Leden 2016	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá
Kyčelní kloub	S 5 - 0 - 120	S 5 - 0 - 120	S 10 - 0 - 130	S 10 - 0 - 125
	F 25 - 0 - 5	F 30 - 0 - 5	F 35 - 0 - 10	F 35 - 0 - 5
	R 30 - 0 - 5	R 30 - 0 - 5	R 35 - 0 - 10	R 35 - 0 - 15
Kolenní kloub	S 0 - 0 - 100	S 0 - 0 - 105	S 0 - 0 - 110	S 0 - 0 - 110
Hlezenní kloub	S 35 - 0 - 10	S 35 - 0 - 15	S 40 - 0 - 15	S 40 - 0 - 20
	R 15 - 0 - 35	R 15 - 0 - 35	R 20 - 0 - 35	R 20 - 0 - 35

Tabulka č. 1 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 1 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

Sval:	Listopad 2015		Leden 2016	
	L	P	L	P
m. triceps surae pars soleus	0	0	0	0
m. triceps surae pars gastrocnemius	0	0	0	0
Flexory kolenního kloubu	2	2	1	1
Adduktory kyčelního kloubu	2	2	1	1
m. rectus femoris	1	2	1	1
m. tensor fasciae latae	1	1	0	0
m. iliopsoas	2	2	1	1
m. piriformis	2	2	1	1
paravertebrální svaly	2	2	2	2

Tabulka č. 2 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 1 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Závěr:

V rámci pravidelného cvičení na zvýšení mobility došlo k zlepšení aktivní extenze kyčelního kloubu u pravé DK, bilaterálně k zlepšení pohybu abdukce, addukce, zevní i vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Dále došlo ke zlepšení flexe v kolenním kloubu. V hlezenním kloubu došlo ke zlepšení rozsahu pohybu do inverze a everze. Zlepšení rozsahu pohybů se projevilo i při vyšetření zkrácených svalů, kde však přetrvává zkrácení paravertebrálních svalů, m. iliopsoas, m. rectus femoris, flexorů kolenního kloubu a m. piriformis bilaterálně.

5.1.2 Přístrojové vyšetření probanda č. 1

5.1.2.1 Sensory Organization Test (SOT)

	„COG“ (Equilibrium)		
	2015	2016	
1	94,3	85,7	↓
2	92	85,7	↓
3	94,3	89	↓
4	88,3	87	↓
5	59,3	75	↑
6	68,3	75,3	↑
TOTAL	82,8	83	↑

Tabulka č. 3 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 1.

(Legenda: Čísla v levém sloupci znázorňují šest posturálních situací v tomto pořadí: stoj se zrakovou kontrolou, stoj bez zrakové kontroly, stoj se zrakovou kontrolou a pohybem okolí, stoj se zrakovou kontrolou a předozadní rotací dynamometrické desky, stoj se zrakovou kontrolou, pohybem okolí i dynamometrické desky, stoj bez zrakové kontroly a pohybem dynamometrické desky. V následujících sloupcích jsou uvedeny hodnoty naměřené v jednotlivých termínech měření (listopad 2015 a leden 2016) a jejich porovnání.)

U probanda č. 1 můžeme pozorovat zhoršení posturální kontroly v prvních čtyřech posturálních situacích. Naopak je však vidět výrazné zlepšení v posturálně nejnáročnějších situacích, kam patří situace č. 5 a č. 6, které vyžadují především zapojení vestibulárních a somatosensorických funkcí. Díky tomuto výraznému zlepšení v posledních dvou posturálních situacích je celkovém hodnocení vidět mírné zlepšení posturální kontroly.

5.1.2.2 Motor Control Test (MCT)

	Weight symmetry			Latency (msec)				
	2015	2016		L 2015	L 2016	R 2015	R 2016	
B - S	138	86	↑	140	130	140	130	↑
B - M	134	94	↑	130	130	130	120	↑
B - L	135	94	↑	120	120	120	120	-
F - S	135	85	↑	150	150	150	150	-
F - M	135	85	↑	150	130	140	130	↑
F - L	129	85	↑	130	130	120	130	↓

Tabulka č. 4 Vyšetření reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 1

(Legenda: hodnoty „weight symmetry“ vyjadřují zatížení jednotlivých dolních končetin, kdy hodnoty <100 vyjadřují vyšší zátěž pravé dolní končetiny a hodnoty >100 vyjadřují vyšší zátěž levé dolní končetiny, hodnoty „latency“ vyjadřují reakční dobu svalu vyjádřenou v milisekundách („msec“), s rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, během posunu dynamometrické desky směrem dozadu („B - S“ – malý, „B - M“ – střední, „B - L“ – velký) a během posunu silové desky dopředu („F - S“ – malý, „F - M“ – střední, „F - L“ – velký). Porovnání mezi jednotlivými měření („2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016).)

U vyšetření sledující reakční dobu svalu a rozložení váhy během všech posunů silové desky můžeme u probanda č. 1 sledovat zlepšení rozložení sil, kdy při prvním měření byla zátěž převážně na levé dolní končetině, naopak při druhém měření převažovala zátěž mírně na pravé dolní končetině. Při malém a středním posunu silové desky směrem dozadu se snížila reakční doba svalů stejně jako při středním posunu silové desky dopředu.

5.1.2.3 Adaptation Test (ADT)

	Toes up			Toes down		
	2015	2016		2015	2016	
1	75	67	↑	42	36	↑
2	63	42	↑	40	37	↑
3	60	47	↑	38	33	↑
4	51	31	↑	42	35	↑
5	48	43	↑	48	31	↑

Tabulka č. 5 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 1

(Legenda: vyjádření pohyb COG během první sekundy v milimetrech, „Toes up“ = rotace dozadu, „Toes down“ = rotace dopředu, sledování adaptace během pěti po sobě následujících posunech („1-5“), porovnání mezi jednotlivými měření: „2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016.)

Při měření obnovení posturální stability u probanda č. 1 můžeme pozorovat zlepšení hodnot u obou měření a to ve všech pokusech. Kde však dochází k postupnému adaptačnímu zlepšení, které pozorujeme pouze u prvního měření při posteriorní rotaci.

5.1.2.4 Weight Bearing Squat (WBS)

Angle	L - 2015	R - 2015	L - 2016	R - 2016	
0°	51	49	58	42	↓
30°	47	53	48	52	↑
60°	41	59	53	47	↑
90°	42	58	47	53	↑

Tabulka č. 6 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 1

(Legenda: měřeno při flexi v kolenních kloubech 0°, 30°, 60° a 90°, vyjádřeno v procentech. „L – 2015“ – levá noha v listopadu 2015, „P – 2015“ pravá noha v listopadu 2015, „L – 2016“ – levá noha v lednu 2016, „P – 2016“ pravá noha v lednu 2016, poslední sloupec ukazuje, zda došlo ke zlepšení či zhoršení.)

U čtvrtého protokolu můžeme vidět, že proband č. 1 měl nesymetrické zatížení dolních končetin především při zvyšující se flexi v kolenních kloubech (60 a 90 stupňů), kde při prvním vyšetření byla větší zátěž na pravé dolní končetině. Při druhém měření se rozložení sil při flexi 60 a 90 stupňů zlepšilo. Naopak se zhoršilo rozložení sil u vzpřímeného stoje, kde byla více zatěžovaná levá dolní končetina.

5.1.2.5 Unilateral stance (US)

	Sway velocity (deg/sec)					
	2015	2016		2015	2016	
	L - EO	L - EO		R - EO	R - EO	
1	1,0	0,6	↑	0,7	0,9	↓
2	0,4	0,6	↓	0,8	0,6	↑
3	0,6	0,6	-	0,6	0,6	-
	L - EC	L - EC		R - EC	R - EC	
1	1,1	1,6	↓	1,4	1,2	↑
2	1,3	1,6	↓	1,1	1,3	↓
3	1,6	1,5	↑	0,9	1,2	↓

Tabulka č. 7 Vyšetření pohybu „COG“ při stoji na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 1

(Legenda: Pohyb „COG“ vyjádřen ve stupních za sekundu = „Sway velocity“, „EO“ = stoj s otevřenými očima, „EC“ = stoje se zavřenými očima ve třech po sobě jdoucích pokusech trvajících 10 sekund s vyjádřením rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, orovnění mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření stoje na jedné dolní končetině u probanda č. 1 pozorujeme při stoji na levé dolní končetině vyrovnané výkony ve všech třech pokusech a v celkovém hodnocení lze tedy hodnotit tyto výkony jako zlepšení a snížení pohybu „COG“. Při stoji na pravé noze se zrakovou kontrolou, kromě prvního pokusu u pravé dolní končetiny, pozorujeme stejné vyrovnané hodnoty. Naopak při stoji na jedné dolní končetině bez zrakové kontroly lze výsledné hodnoty označit za horší než při prvním měření.

5.1.2.6 Limits of stability (LOS)

	RT (sec)			MVL (deg/sec)			DC (%)	
	2015	2016		2015	2016		2015	2016
F	0,57	0,65	↓	1,2	6,0	↑	94	92
RF	0,25	0,28	↓	2,5	8,8	↑	94	86
R	0,91	0,43	↑	3,3	10,0	↑	78	88
RB	0,82	0,50	↑	3,9	10,5	↑	92	69
B	0,26	0,66	↓	1,9	5,1	↑	86	82
LB	0,20	0,79	↓	2,3	7,7	↑	74	83
L	1,32	0,52	↑	3,7	9,0	↑	93	80
LF	0,38	0,64	↓	2,7	7,5	↑	84	71

Tabulka č. 8 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LF“) u probanda č. 1.

(Legenda: „RT“ = reakční doba vyjádřena v sekundách, „MVL“ = rychlost pohybu vyjádřena ve stupních za sekundu, „MVL“ = směrová kontrola vyjádřena v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření možností pohybu pozorujeme u probanda č. 1 snížení reakční rychlosti při pohybech šikmo dozadu doprava, doprava a výrazné snížení reakční rychlosti při pohybu doleva. Největší zvýšení reakční rychlosti pozorujeme při pohybech do dozadu a doleva dozadu. Ve všech případech došlo k výraznému zvýšení rychlosti pohybu. Směrová kontrola se snížila nejvíce při pohybech doprava dozadu, doleva a doleva dozadu. Zlepšení směrové kontroly pozorujeme při pohybech doprava a doleva dozadu.

5.1.2.7 Rhythmic weight shift (RWS)

ON-AXIS VELOCITY (deg/sec)						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	3,1	2,8	↓	2,2	2,4	↑
2	4,5	4,6	↑	3	3,8	↑
3	8,2	9,1	↑	4,9	6,3	↑
DIRECTIONAL CONTROL						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	83	82	↓	82	83	↑
2	84	84	-	83	85	↑
3	91	88	↓	86	87	↑

Tabulka č. 9 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 1

(Legenda: „LEFT/RIGHT“ = přenos v laterolaterálním směru, „FRONT/BACK“ = přenos anteroposteriorním směru, měřeno ve třech rychlostech - „1“ = pomalu, „2“ = středně rychle, „3“ = velmi rychle. „ON-AXIS VELOCITY“ = hodnoty průměrné rychlosti pohybu vyjádřené ve stupních za sekundu, „DIRECTIONAL CONTROL“ = hodnoty směrové kontroly vyjádřeno v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

U probanda č. 1 v tabulce hodnotící schopnost rytmického přenášení „COG“ pozorujeme pouze nepatrné změny mezi prvním a druhým měřením. Pozitivně pozoruje zvýšení rychlosti a mírné zlepšení směrové kontroly při pohybu v laterolaterálním směru. U pohybu v anteroposteriorním směru pozorujeme zvýšení rychlosti při velmi rychlém pohybu, které je však doprovázeno snížením směrové kontroly.

5.2 PROBAND Č. 2

5.2.1 Klinické vyšetření probanda č. 2

Muž, J. H., 15 let, 190 cm, 71 kg, BMI 19,57

Anamnéza:

OA: závažnější onemocnění - 0, úrazy – zlomenina pravé patní kosti před 10 lety, léčeno konzervativně

- neudává žádné bolesti, za poslední dva roky vyrostl o 9 cm

SA: student osmiletého gymnázia

SpA: volejbal závodně cca sedm let s intenzitou 4x týdně, od šesti do osmi let fotbal

FA: neguje

AA: neguje

Kineziologický rozbor:

Stoj:

Mírně valgózní postavení pat s mírným plochonožím, mírná valgozita kolenních kloubů, mediálně tažena levá patela s vnitřní rotací v kyčelním kloubu, oploštělá bederní lordóza, umbilicus tažen kraniálně k levé straně, odstáté lopatky bilaterálně – výrazněji vpravo, vnitřní rotace v pravém ramenním kloubu, postavení hlavy symetrické.

Dynamické vyšetření:

Trendelenburg-Duchen: negativní, bez poklesu pánve

Test dle Véleho: negativní

Rhomberg I, II, III: negativní

Goniometrické vyšetření

- vyšetření pomocí plastového dvouramenného goniometru aktivními pohyby bez fixace

	Listopad 2015		Leden 2016	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá
Kyčelní kloub	S 10 - 0 - 135	S 10 - 0 - 135	S 15 - 0 - 135	S 15 - 0 - 135
	F 30 - 0 - 10	F 30 - 0 - 10	F 40 - 0 - 15	F 40 - 0 - 15
	R 35 - 0 - 10	R 30 - 0 - 15	R 40 - 0 - 20	R 40 - 0 - 20
Kolení kloub	S 0 - 0 - 110	S 0 - 0 - 110	S 0 - 0 - 115	S 0 - 0 - 120
Hlezenní kloub	S 45 - 0 - 15	S 45 - 0 - 15	S 45 - 0 - 25	S 45 - 0 - 25
	R 15 - 0 - 35	R 10 - 0 - 40	R 15 - 0 - 35	R 15 - 0 - 40

Tabulka č. 10 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 2 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

Sval:	Listopad 2015		Leden 2016	
	L	P	L	P
m. triceps surae pars soleus	0	0	0	0
m. triceps surae pars gastrocnemius	0	0	0	0
Flexory kolenního kloubu	1	2	0	0
Adduktory kyčelního kloubu	1	1	0	0
m. rectus femoris	1	2	0	1
m. tensor fasciae latae	1	1	0	0
m. iliopsoas	1	1	0	0
m. piriformis	1	1	0	0
paravertebrální svaly	2	2	1	1

Tabulka č. 11 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 2 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Závěr:

V rámci pravidelného cvičení na zvýšení mobility došlo k zlepšení aktivní extenze u kyčelního kloubu bilaterálně do extenze, abdukce, addukce, zevní i vnitřní rotace. Dále došlo ke zlepšení flexe v kolenním kloubu, v hlezenním kloubu došlo ke zlepšení rozsahu pohybu do inverze a everze. Zlepšení rozsahu pohybů se projevilo i při vyšetření zkrácených svalů, kde však přetrvává zkrácení mírné paravertebrálních svalů a pravého m. rectus femoris.

5.2.2. Přístrojové vyšetření probanda č. 2

5.2.2.1 Sensory Organization Test (SOT)

	„COG“ (Equilibrium)		
	2015	2016	
1	96,3	95	↓
2	93,7	94	↑
3	96	89,7	↓
4	91,7	89,7	↓
5	71,7	71,7	-
6	72,7	87	↑
TOTAL	87	87,7	↑

Tabulka č. 12 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 2.

(Legenda: Čísla v levém sloupci znázorňují šest posturálních situací v tomto pořadí: stoj se zrakovou kontrolou, stoj bez zrakové kontroly, stoj se zrakovou kontrolou a pohybem okolí, stoj se zrakovou kontrolou a předozadní rotací dynamometrické desky, stoj se zrakovou kontrolou, pohybem okolí i dynamometrické desky, stoj bez zrakové kontroly a pohybem dynamometrické desky. V následujících sloupcích jsou uvedeny hodnoty naměřené v jednotlivých termínech měření (listopad 2015 a leden 2016) a jejich porovnání.)

U probanda č. 2 můžeme pozorovat pouze nepatrné odchylky u čtyř z šesti posturálních situací. K výraznějšímu zhoršení došlo v posturální situaci č. 3 u testu hodnotící převážně vizuální funkci. K nejvýraznějším změnám však došlo u posturální situace č. 6 hodnotící především somatosenzorickou a vestibulární funkci, která přispěla v celkovém hodnocení k mírnému zlepšení posturální kontroly.

5.2.2.2 Motor Control Test (MCT)

	Weight symmetry			Latency (msec)				
	2015	2016		L 2015	L 2016	R 2015	R 2016	
B - S	101	89	↓	140	130	140	130	↑
B - M	99	89	↓	140	120	140	120	↑
B - L	98	89	↓	130	130	130	120	↑
F - S	101	91	↓	140	130	160	130	↑
F - M	92	90	↓	130	120	130	120	↑
F - L	95	91	↓	120	120	120	120	-

Tabulka č. 13 Sledování reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 2

(Legenda: hodnoty „weight symmetry“ vyjadřují zatížení jednotlivých dolních končetin, kdy hodnoty <100 vyjadřují vyšší zátěž pravé dolní končetiny a hodnoty >100 vyjadřují vyšší zátěž levé dolní končetiny, hodnoty „latency“ vyjadřují reakční dobu svalu vyjádřenou v milisekundách („msec“), s rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, během posunu dynamometrické desky směrem dozadu („B - S“ – malý, „B - M“ – střední, „B - L“ – velký) a během posunu silové desky dopředu („F - S“ – malý, „F - M“ – střední, „F - L“ – velký). Porovnání mezi jednotlivými měření („2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016).)

U vyšetření sledující reakční dobu svalu a rozložení váhy během všech posunů silové desky můžeme u probanda č. 2 sledovat zhoršení rozložení sil ve všech případech, kdy u prvního měření byly hodnoty takřka ideální, při druhém měření dochází ke zvýšenému zatížení levé dolní končetiny. Naopak však došlo ke snížení reakční doby svalu u pěti posunů. Nejvýraznější snížení můžeme pozorovat u středního posunu směrem dozadu a malého posunu směrem dopředu.

5.2.2.3 Adaptation Test (ADT)

	Toes up			Toes down		
	2015	2016		2015	2016	
1	110	57	↑	39	35	↑
2	95	55	↑	53	37	↑
3	79	48	↑	40	35	↑
4	49	34	↑	39	31	↑
5	48	50	↑	46	43	↑

Tabulka č. 14 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 2

(Legenda: vyjádření pohyb COG během první sekundy v milimetrech, „Toes up“ = rotace dozadu, „Toes down“ = rotace dopředu, sledování adaptace během pěti po sobě následujících posunech („1-5“), porovnání mezi jednotlivými měření: „2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016.)

Při měření obnovení posturální stability u probanda č. 2 pozorujeme zlepšení u devíti rotací a jednoznačné zlepšení zejména při pokusech č. 1-3 při rotaci posteriorním směrem, kde dochází zároveň k adaptaci během prvních čtyř pokusů.

5.2.2.4 Weight Bearing Squat (WBS)

Angle	L - 2015	R - 2015	L - 2016	R - 2016	
0°	50	50	51	49	↓
30°	50	50	54	46	↓
60°	53	47	53	47	-
90°	53	47	58	42	↓

Tabulka č. 15 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 2

(Legenda: měřeno při flexi v kolenních kloubech 0°, 30°, 60° a 90°, vyjádřeno v procentech. „L – 2015“ – levá noha v listopadu 2015, „P – 2015“ pravá noha v listopadu 2015, „L – 2016“ – levá noha v lednu 2015, „P – 2016“ pravá noha v lednu 2016, poslední sloupec ukazuje, zda došlo ke zlepšení či zhoršení.)

U druhého probanda můžeme pozorovat, že při prvním měření při flexi 0 a 30 stupňů bylo rozložení sil symetrické, zhoršení můžeme pozorovat u druhého měření především při flexi 30 stupňů. Dále došlo ke zhoršení při flexi 90 stupňů. Ve všech případech byla více zatěžovaná levá dolní končetina.

5.2.2.5 Unilateral stance (US)

	Sway velocity (deg/sec)					
	2015	2016		2015	2016	
	L - EO	L - EO		R - EO	R - EO	
1	0,5	0,5	-	0,7	0,6	↑
2	0,5	0,5	-	0,7	0,5	↑
3	0,5	0,4	↑	0,7	0,5	↑
	L - EC	L - EC		R - EC	R - EC	
1	1,0	1,7	↓	3,4	1,3	↑
2	2,4	1,2	↑	1,3	1,8	↓
3	1,1	1,5	↓	1,3	1,4	↓

Tabulka č. 16 Vyšetření pohybu „COG“ při stoji na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 2

(Legenda: Pohyb „COG“ vyjádřen ve stupních za sekundu = „Sway velocity“, „EO“ = stoj s otevřenými očima, „EC“ = stoje se zavřenými očima ve třech po sobě jdoucích pokusech trvajících 10 sekund s vyjádřením rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, orovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření stoje na jedné dolní končetině u probanda č. 2 pozorujeme při stoji se zrakovou kontrolou nepatrné změny, které lze při stoji na levé i na pravé dolní končetině hodnotit jako pozitivní. Při stoji bez zrakové kontroly došlo u většiny pokusů ke zhoršení. Oproti prvnímu měření však nedocházelo k takovým výkyvům hodnot jako při prvním měření, kde proband č. 2 dosahoval jednoznačně nejhorších výsledků.

5.2.2.6 Limits of stability (LOS)

	RT (sec)			MVL (deg/sec)			DC (%)	
	2015	2016		2015	2016		2015	2016
F	3,59	1,15	↑	1,7	2,2	↑	96	96
RF	1,42	0,92	↑	2,1	8,2	↑	87	92
R	1,64	0,63	↑	5,2	2,9	↓	85	89
RB	1,28	1,09	↑	3,8	4,6	↑	83	72
B	0,48	0,79	↓	2,3	5,5	↑	77	89
LB	0,48	0,53	↓	2,9	4,1	↑	75	84
L	0,51	0,68	↓	4,6	5,4	↑	75	83
LF	0,57	0,54	↑	4,5	8,1	↑	93	90

Tabulka č. 17 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LB“) u probanda č. 2.

(Legenda: „RT“ = reakční doba vyjádřena v sekundách, „MVL“ = rychlost pohybu vyjádřena ve stupních za sekundu, „MVL“ = směrová kontrola vyjádřena v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření možností pohybu pozorujeme u probanda č. 2 výraznější snížení reakční rychlosti při pohybech dopředu, dopředu doprava, doprava. Zvýšení reakční rychlosti pozorujeme pouze nepatrné při pohybech do dozadu, doleva dozadu a doleva. V pěti případech došlo ke zvýšení rychlosti pohybu, nejvýrazněji se projevující při pohybech doprava dopředu a doleva dopředu. Směrová kontrola se snížila nejvíce při pohybech doprava dozadu. V ostatních směrech došlo buď ke zlepšení, nebo se neprojevíly změny.

5.2.2.7 Rhythmic weight shift (RWS)

ON-AXIS VELOCITY (deg/sec)						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	3	3,6	↑	2,4	2,5	↑
2	4,3	5	↑	3,4	3,5	↑
3	8,3	7	↓	7,8	6,8	↓
DIRECTIONAL CONTROL						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	69	79	↑	75	80	↑
2	83	87	↑	83	77	↓
3	86	87	↑	94	95	↑

Tabulka č. 18 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 2

(Legenda: „LEFT/RIGHT“ = přenos v laterolaterálním směru, „FRONT/BACK“ = přenos anteroposteriorním směru, měřeno ve třech rychlostech - „1“ = pomalu, „2“ = středně rychle, „3“ = velmi rychle. „ON-AXIS VELOCITY“ = hodnoty průměrné rychlosti pohybu vyjádřené ve stupních za sekundu, „DIRECTIONAL CONTROL“ = hodnoty směrové kontroly vyjádřeno v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

U probanda č. 2 v tabulce hodnotící schopnost rytmického přenášení „COG“ pozorujeme výraznější zlepšení pohybové kontroly při pomalém pohybu anteroposteriorně, které je zároveň provázené rychlejším pohybem. U velmi rychlého pohybu je ve stejném směru snížena rychlost. Při pohybu laterolaterální směrem můžeme pozorovat snížení rychlosti při velmi rychlém pohybu a zhoršení posturální kontroly při středně rychlém pohybu.

5.3 PROBAND Č. 3

5.3.1 Klinické vyšetření probanda č. 3

Muž, M. M., 16 let, 187 cm, 78 kg, BMI 22,31

Anamnéza:

OA: závažnější onemocnění - 0, úrazy – 0

- neudává žádné bolesti, za poslední dva roky vyrostl o 7 cm

SA: student osmiletého gymnázia

SpA: volejbal závodně cca šest let s intenzitou 4x týdně, rekreačně plavání, dříve závodně lyžování, fotbal, tenis.

FA: neguje

AA: neguje

Kineziologický rozbor:

Stoj:

Paty v symetrickém postavení, popliteální rýhy symetrické, subgluteální rýhy symetrické, hypertrofie paravertebrálních svalů v oblasti Th – L přechodu, mírně odstáté lopatky bilaterálně, lehká protrakce ramenních kloubů bilaterálně, lehká protrakce hlavy.

Dynamické vyšetření:

Trendelenburg-Duchen: negativní, bez poklesu pánve

Test dle Véleho: negativní

Rhomberg I, II, III: negativní

Goniometrické vyšetření

- vyšetření pomocí plastového dvouramenného goniometru aktivními pohyby bez fixace

	Listopad 2015		Leden 2016	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá
Kyčelní kloub	S 5 - 0 - 125	S 10 - 0 - 125	S 10 - 0 - 130	S 10 - 0 - 130
	F 35 - 0 - 15	F 40 - 0 - 15	F 45 - 0 - 15	F 45 - 0 - 15
	R 35 - 0 - 10	R 30 - 0 - 10	R 45 - 0 - 15	R 40 - 0 - 15
Kolenní kloub	S 0 - 0 - 110	S 0 - 0 - 115	S 0 - 0 - 115	S 0 - 0 - 120
Hlezenní kloub	S 40 - 0 - 5	S 40 - 0 - 5	S 45 - 0 - 15	S 45 - 0 - 15
	R 15 - 0 - 35	R 10 - 0 - 35	R 15 - 0 - 35	R 15 - 0 - 35

Tabulka č. 19 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 3 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

Sval:	Listopad 2015		Leden 2016	
	L	P	L	P
m. triceps surae pars soleus	0	0	0	0
m. triceps surae pars gastrocnemius	1	1	0	0
Flexory kolenního kloubu	2	2	1	0
Adduktory kyčelního kloubu	0	1	0	0
m. rectus femoris	1	2	0	1
m. tensor fasciae latae	1	1	0	1
m. iliopsoas	1	1	0	1
m. piriformis	1	1	0	0
paravertebrální svaly	2	2	1	1

Tabulka č. 20 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 3 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Závěr:

V rámci pravidelného cvičení na zvýšení mobility došlo ke zlepšení aktivní extenze kyčelního kloubu u pravé DK. Bilaterálně se u kyčelního kloubu zvýšil rozsah pohybu do abdukce, zevní i vnitřní rotace. Dále došlo ke zlepšení flexe v kolenním kloubu, v hlezenním kloubu došlo ke zlepšení rozsahu pohybu do dorsální a plantární flexe. Zlepšení rozsahu pohybů se projevilo i při vyšetření zkrácených svalů. Stále však přetrvává mírné zkrácení paravertebrálních svalů, pravého m. rectus femoris, m. ilipsoas, m. tensor fasciae latae a levého m. rectus femoris.

5.3.2 Přístrojové vyšetření probanda č. 3

5.3.2.1 Sensory Organization Test (SOT)

	„COG“ (Equilibrium)		
	2015	2016	
1	93,3	94,7	↑
2	89,7	88,7	↓
3	91,7	91	↓
4	83,3	86,3	↑
5	71,7	84	↑
6	71	85,3	↑
TOTAL	83,5	88,3	↑

Tabulka č. 21 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 3.

(Legenda: Čísla v levém sloupci znázorňují šest posturálních situací v tomto pořadí: stoj se zrakovou kontrolou, stoj bez zrakové kontroly, stoj se zrakovou kontrolou a pohybem okolí, stoj se zrakovou kontrolou a předozadní rotací dynamometrické desky, stoj se zrakovou kontrolou, pohybem okolí i dynamometrické desky, stoj bez zrakové kontroly a pohybem dynamometrické desky. V následujících sloupcích jsou uvedeny hodnoty naměřené v jednotlivých termínech měření (listopad 2015 a leden 2016) a jejich porovnání.)

U probanda č. 3 můžeme sledovat nepatrné změny v první třech posturálních situacích. K mírnému zlepšení došlo v posturální situaci č. 4 testující vizuální a somatosenzorickou funkci. K nejvýraznějšímu zlepšení však došlo v posturální situaci č. 5, které vyžadují zapojení především vestibulárních a somatosenzorických funkcí. V celkovém hodnocení tedy sledujeme zlepšení posturální kontroly.

5.3.2.2 Motor Control Test (MCT)

	Weight symmetry			Latency (msec)				
	2015	2016		L 2015	L 2016	R 2015	R 2016	
B - S	106	105	↑	130	140	140	140	↓
B - M	108	104	↑	120	130	120	130	↓
B - L	100	104	↓	120	130	120	130	↓
F - S	103	103	-	160	130	150	130	↑
F - M	99	102	↓	150	120	150	130	↑
F - L	103	105	↓	130	130	130	130	-

Tabulka č. 22 Sledování reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 3

(Legenda: hodnoty „weight symmetry“ vyjadřují zatížení jednotlivých dolních končetin, kdy hodnoty <100 vyjadřují vyšší zátěž pravé dolní končetiny a hodnoty >100 vyjadřují vyšší zátěž levé dolní končetiny, hodnoty „latency“ vyjadřují reakční dobu svalu vyjádřenou v milisekundách („msec“), s rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, během posunu dynamometrické desky směrem dozadu („B - S“ – malý, „B - M“ – střední, „B - L“ – velký) a během posunu silové desky dopředu („F - S“ – malý, „F - M“ – střední, „F - L“ – velký). Porovnání mezi jednotlivými měření („2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016).)

U vyšetření sledující reakční dobu svalu a rozložení váhy během posunů silové desky můžeme u probanda č. 3 sledovat mírné změny rozložení sil s převahou pravé dolní končetiny, kdy však jsou ve všech případech hodnoty blížíce se ideální hodnotě 100. Z hodnot reakční doby svalů pozorujeme zlepšení při malém a středním posunu desky dopředu.

5.3.2.3 Adaptation Test (ADT)

	Toes up			Toes down		
	2015	2016		2015	2016	
1	41	43	↓	39	33	↑
2	35	38	↓	36	36	-
3	35	51	↓	43	34	↑
4	44	35	↑	33	37	↓
5	37	35	↑	40	33	↑

Tabulka č. 23 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 3

(Legenda: vyjádření pohyb COG během první sekundy v milimetrech, „Toes up“ = rotace dozadu, „Toes down“ = rotace dopředu, sledování adaptace během pěti po sobě následujících posunech („1-5“), porovnání mezi jednotlivými měření: „2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016.)

Při měření obnovení posturální stability u probanda č. 3 pozorujeme při rotaci posteriorním směrem zhoršení během pokusu č. 1-3. Nejlepších hodnot však dosáhl proband č. 3 při druhém měření u pokusu č. 4. Při rotaci anteriorním směrem jsou všechny hodnoty ve velmi malém rozpětí. Opět však můžeme pozorovat nejnižší hodnoty při druhém měření u pokusu č. 1 a 5.

5.3.2.4 Weight Bearing Squat (WBS)

Angle	L - 2015	R - 2015	L - 2016	R - 2016	
0°	49	51	51	49	-
30°	51	49	51	49	-
60°	48	52	50	50	↑
90°	49	51	51	49	-

Tabulka č. 24 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 3

(Legenda: měřeno při flexi v kolenních kloubech 0°, 30°, 60° a 90°, vyjádřeno v procentech. „L – 2015“ – levá na noha v listopadu 2015, „P – 2015“ pravá noha v listopadu 2015, „L – 2016“ – levá na noha v lednu 2015, „P – 2016“ pravá noha v lednu 2016, poslední sloupec ukazuje, zda došlo ke zlepšení či zhoršení.)

U probanda č. 3 bylo rozložení sil téměř symetrické ve všech fázích vyšetření. Ve třech případech došlo pouze ke změně zatížení mezi pravou a levou dolní končetinou. Zlepšení a symetrické rozložení sil pozorujeme při flexi 60 stupňů.

5.3.2.5 Unilateral stance (US)

	Sway velocity (deg/sec)					
	2015	2016		2015	2016	
	L - EO	L - EO		R - EO	R - EO	
1	0,4	0,4	-	0,4	0,5	↓
2	0,4	0,4	-	0,4	0,4	-
3	0,4	0,4	-	0,3	0,3	-
	L - EC	L - EC		R - EC	R - EC	
1	1	1,7	↓	1,2	1,4	↓
2	1,3	1	↑	2,1	1,2	↑
3	0,8	1,1	↓	1,3	0,8	↑

Tabulka č. 25 Vyšetření pohybu „COG“ při stožení na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 3

(Legenda: Pohyb „COG“ vyjádřen ve stupních za sekundu = „Sway velocity“, „EO“ = stoj s otevřenými očima, „EC“ = stoj se zavřenými očima ve třech po sobě jdoucích pokusech trvajících 10 sekund s vyjádřením rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, orovnění mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření stožení na jedné dolní končetině u probanda č. 3 nepozorujeme žádné změny u testování stožení na levé dolní končetině se zrakovou kontrolou a nepatrné u prvního pokusu při měření stožení na pravé dolní končetině se zrakovou kontrolou. U stožení bez zrakové kontroly došlo ke zhoršení u měření stožení na levé dolní končetině a k celkovému zlepšení u stožení na pravé dolní končetině.

5.3.2.6 Limits of stability (LOS)

	RT (sec)			MVL (deg/sec)			DC (%)	
	2015	2016		2015	2016		2015	2016
F	0,60	0,50	↑	3,5	7,5	↑	94	92
RF	0,33	0,48	↓	3,0	10,9	↑	91	94
R	0,51	0,37	↑	3,7	5,6	↑	77	75
RB	0,56	0,56	-	2,6	3,0	↑	88	89
B	0,57	0,44	↑	1,7	4,0	↑	90	90
LB	0,50	0,74	↓	3,8	4,7	↑	73	64
L	0,45	0,58	↓	9,0	5,9	↓	82	78
LF	0,56	0,58	↓	3,7	9,5	↑	96	83

Tabulka č. 26 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LF“) u probanda č. 3.

(Legenda: „RT“ = reakční doba vyjádřena v sekundách, „MVL“ = rychlost pohybu vyjádřena ve stupních za sekundu, „MVL“ = směrová kontrola vyjádřena v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření možností pohybu pozorujeme u probanda č. 3 pouze nepatrné změny reakční rychlosti. V pěti případech došlo ke zvýšení rychlosti pohybu, snížení rychlosti pohybu pozorujeme pouze při pohybu doleva. Směrová kontrola se snížila nejvíce při pohybech doleva dozadu a doleva dopředu. V ostatních směrech došlo pouze k mírným změnám.

5.3.2.7 Rhythmic weight shift (RWS)

ON-AXIS VELOCITY (deg/sec)						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	3,6	3	↓	2,8	2,3	↓
2	4,6	4,9	↑	2,9	3,7	↑
3	10	9,8	↓	6,7	7,1	↑
DIRECTIONAL CONTROL						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	81	85	↑	84	83	↓
2	88	85	↓	83	88	↑
3	93	88	↓	89	91	↑

Tabulka č. 27 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 3

(Legenda: „LEFT/RIGHT“ = přenos v laterolaterálním směru, „FRONT/BACK“ = přenos anteroposteriorním směru, měřeno ve třech rychlostech - „1“ = pomalu, „2“ = středně rychle, „3“ = velmi rychle. „ON-AXIS VELOCITY“ = hodnoty průměrné rychlosti pohybu vyjádřené ve stupních za sekundu, „DIRECTIONAL CONTROL“ = hodnoty směrové kontroly vyjádřeno v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

U probanda č. 3 v tabulce hodnotící schopnost rytmického přenášení „COG“ pozorujeme velmi malé rozdíly ve všech situacích. K největším změnám došlo při středně rychlém a velmi rychlém pohybu v laterolaterálním směru, kde zvýšená rychlost byla doprovázena zlepšenou posturální kontrolou.

5.4 PROBAND Č. 4

5.4.1 Klinické vyšetření probanda č. 4

Muž, K. H., 17 let, 183 cm, 73 kg, BMI 21,8

Anamnéza:

OA: závažnější onemocnění - 0, úrazy – 0

- neudává žádné bolesti, za poslední dva roky vyrostl o 5 cm.

SA: student čtyřletého gymnázia

SpA: volejbal závodně osm let s intenzitou 4-5x týdně, rekreačně tenis, košíková, stolní tenis, cyklistika, dříve závodně tenis šest let.

FA: neguje

AA: neguje

Kineziologický rozbor:

Stoj:

Valgozní postavení kotníků bilaterálně, plochonozí bilaterálně - výraznější u levého chodidla, mírná valgozita kolenních kloubů, hypertrofie stehenních svalů, pately taženy mediálně, vnitřní rotace v kyčelních kloubech mírná antevertze pánve s hyperlordózou bederní páteře, umbilicus tažen kraniálně k levé straně, mírně vpáčený hrudník, protrakce ramen, vnitřní rotace v pravém ramenním kloubu, lehce odstátá pravá lopatka protrakce hlavy, lehký úklon hlavy k levé straně.

Dynamické vyšetření:

Trendelenburg-Duchen: negativní, bez poklesu pánve

Test dle Véleho: negativní

Rhomberg I, II, III: negativní

Goniometrické vyšetření

- vyšetření pomocí plastového dvouramenného goniometru aktivními pohyby bez fixace

	Listopad 2015		Leden 2016	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá
Kyčelní kloub	S 5 - 0 - 120	S 5 - 0 - 120	S 5 - 0 - 125	S 10 - 0 - 125
	F 30 - 0 - 10	F 35 - 0 - 10	F 30 - 0 - 15	F 35 - 0 - 15
	R 25 - 0 - 5	R 25 - 0 - 5	R 35 - 0 - 10	R 40 - 0 - 10
Kolenní kloub	S 0 - 0 - 110	S 0 - 0 - 110	S 0 - 0 - 115	S 0 - 0 - 115
Hlezenní kloub	S 35 - 0 - 5	S 40 - 0 - 5	S 45 - 0 - 10	S 45 - 0 - 10
	R 10 - 0 - 30	R 10 - 0 - 30	R 15 - 0 - 35	R 15 - 0 - 35

Tabulka č. 28 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 4 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

Sval:	Listopad 2015		Leden 2016	
	L	P	L	P
m. triceps surae pars soleus	0	0	0	0
m. triceps surae pars gastrocnemius	1	1	0	0
Flexory kolenního kloubu	2	2	1	1
Adduktory kyčelního kloubu	0	1	0	1
m. rectus femoris	1	1	1	0
m. tensor fasciae latae	1	1	0	1
m. iliopsoas	1	1	0	1
m. piriformis	1	2	1	1
paravertebrální svaly	1	1	1	1

Tabulka č. 29 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 4 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Závěr:

V rámci pravidelného cvičení na zvýšení mobility došlo ke zlepšení aktivní extenze kyčelního kloubu u pravé DK. Bilaterálně ke zlepšení aktivního pohybu do zevní i vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Dále ke zlepšení flexe v kolenním kloubu. V hlezenním kloubu došlo ke zlepšení rozsahu pohybu do inverze, everze a plantární flexe. Zlepšení rozsahu pohybů se projevilo i při vyšetření zkrácených svalů. Stále však přetrvává zkrácení mírné paravertebrálních svalů, pravého m. ilipsoas, pravých adduktorů, levého rectus femoris, pravého m. tensor fascaie latae, bilaterálně m. piriformis a flexorů kyčelních kloubů.

5.4.2 Přístrojové vyšetření probanda č. 4

5.4.2.1 Sensory Organization Test (SOT)

	„COG“ (Equilibrium)		
	2015	2016	
1	97	97,7	↑
2	93	93,7	↑
3	93	95,7	↑
4	95	92	↓
5	72,7	69,3	↓
6	63,7	56,7	↓
TOTAL	85,3	83,5	↓

Tabulka č. 30 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 4.

(Legenda: Čísla v levém sloupci znázorňují šest posturálních situací v tomto pořadí: stoj se zrakovou kontrolou, stoj bez zrakové kontroly, stoj se zrakovou kontrolou a pohybem okolí, stoj se zrakovou kontrolou a předozadní rotací dynamometrické desky, stoj se zrakovou kontrolou, pohybem okolí i dynamometrické desky, stoj bez zrakové kontroly a pohybem dynamometrické desky. V následujících sloupcích jsou uvedeny hodnoty naměřené v jednotlivých termínech měření (listopad 2015 a leden 2016) a jejich porovnání.)

U probanda č. 4 sledujeme pouze mírné odchylky v prvních pěti posturálních situacích, kde došlo ke zlepšení v prvních třech posturálně méně náročných situacích a zhoršení posturálně náročnějších situacích. Nejvýraznější změnou je zhoršení u posturální situace č. 6 sledující především vestibulární a somatosenzorickou funkci. Celkové hodnocení ukazuje zhoršení posturální kontroly.

5.4.2.2 Motor Control Test (MCT)

	Weight symmetry			Latency (msec)				
	2015	2016		L 2015	L 2016	R 2015	R 2016	
B - S	92	100	↑	130	130	110	140	↓
B - M	96	100	↑	130	120	140	120	↑
B - L	96	102	↑	130	130	120	130	↓
F - S	101	108	↓	130	140	100	150	↓
F - M	95	108	↓	110	120	120	110	-
F - L	94	106	-	130	120	130	120	↑

Tabulka č. 31 Sledování reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 4

(Legenda: hodnoty „weight symmetry“ vyjadřují zatížení jednotlivých dolních končetin, kdy hodnoty <100 vyjadřují vyšší zátěž pravé dolní končetiny a hodnoty >100 vyjadřují vyšší zátěž levé dolní končetiny, hodnoty „latency“ vyjadřují reakční dobu svalů vyjádřenou v milisekundách („msec“), s rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, během posunu dynamometrické desky směrem dozadu („B - S“ – malý, „B - M“ – střední, „B - L“ – velký) a během posunu silové desky dopředu („F - S“ – malý, „F - M“ – střední, „F - L“ – velký). Porovnání mezi jednotlivými měření („2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016).)

U vyšetření sledující reakční dobu svalů a rozložení váhy během všech posunů silové desky můžeme u probanda č. 4 sledovat převážně zlepšení rozložení sil, kde při druhém měření docházelo převážně k zatížení pravé dolní končetiny, v obou případech však byly výsledky rozložení sil dolních končetin během posunu silové desky výborné. Reakční doba svalů se výrazně zhoršila u pravé dolní končetiny při malém posunu dynamometrické desky dopředu i dozadu.

5.4.2.3 Adaptation Test (ADT)

	Toes up			Toes down		
	2015	2016		2015	2016	
1	89	64	↑	59	46	↑
2	76	52	↑	61	42	↑
3	55	65	↓	35	44	↓
4	49	49	-	53	44	↑
5	50	42	↑	42	49	↓

Tabulka č. 32 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 4

(Legenda: vyjádření pohyb COG během první sekundy v milimetrech, „Toes up“ = rotace dozadu, „Toes down“ = rotace dopředu, sledování adaptace během pěti po sobě následujících posunech („1-5“), porovnání mezi jednotlivými měření: „2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016.)

Při měření obnovení posturální stability u probanda č. 4 můžeme pozorovat výraznější snížení hodnot při rotaci posteriorním směrem u pokusu č. 1 a 2, mírné zlepšení pozorujeme u pokusu č. 5. Při rotaci anteriorním směrem pozorujeme zlepšení u pokusu č. 1,2 a 4. Ani u jednoho měření však nedocházelo k postupnému snížení hodnot.

5.4.2.4 Weight Bearing Squat (WBS)

Angle	L - 2015	R - 2015	L - 2016	R - 2016	
0°	53	47	52	48	↑
30°	53	47	53	47	-
60°	53	47	47	53	-
90°	51	49	54	46	↓

Tabulka č. 33 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 4

(Legenda: měřeno při flexi v kolenních kloubech 0°, 30°, 60° a 90°, vyjádřeno v procentech. „L – 2015“ – levá noha v listopadu 2015, „P – 2015“ pravá noha v listopadu 2015, „L – 2016“ – levá noha v lednu 2015, „P – 2016“ pravá noha v lednu 2016, poslední sloupec ukazuje, zda došlo ke zlepšení či zhoršení.)

Z vyšetření rozložení sil při postupném dřepu můžeme u probanda č. 4 pozorovat mírně zvýšenou zátěž levé dolní končetiny, kde jedinou výjimkou je rozložení sil při flexi 60 stupňů při druhém měření. Během druhého měření došlo ke zhoršení rozložení sil při flexi 90 stupňů.

5.4.2.5 Unilateral stance (US)

	Sway velocity (deg/sec)					
	2015	2016		2015	2016	
	L - EO	L - EO		R - EO	R - EO	
1	0,7	0,5	↑	0,4	0,5	↓
2	0,7	0,5	↑	0,7	0,7	-
3	0,5	0,4	↑	0,5	0,5	-
	L - EC	L - EC		R - EC	R - EC	
1	3,1	1,7	↑	1,1	1,2	↓
2	1,2	1,1	↑	3,4	1,2	↑
3	1,7	1,1	↑	0,8	2,0	↓

Tabulka č. 34 Vyšetření pohybu „COG“ při stožení na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 4

(Legenda: Pohyb „COG“ vyjádřen ve stupních za sekundu = „Sway velocity“, „EO“ = stoj s otevřenými očima, „EC“ = stoj se zavřenými očima ve třech po sobě jdoucích pokusech trvajících 10 sekund s vyjádřením rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, orovnění mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření stožení na jedné dolní končetině u probanda č. 4 pozorujeme zlepšení a stabilní výkony u všech tří pokusů při stožení na levé dolní končetině. U stožení na pravé dolní končetině se zrakovou kontrolou pozorujeme zhoršení pouze v případně prvního pokusu, v dalších dvou pokusech nedošlo ke změně. Zlepšení pozorujeme i při stožení na levé dolní končetině bez zrakové kontroly, kde došlo k výraznému zlepšení u prvního pokusu a k dalšímu zlepšení u zbývajících dvou pokusů. Při stožení na pravé dolní končetiny bez zrakové kontroly byly nejnižší hodnoty naměřeny během prvního měření, kde však docházelo k velkým rozdílům mezi první a druhým měřením.

5.4.2.6 Limits of stability (LOS)

	RT (sec)			MVL (deg/sec)			DC (%)	
	2015	2016		2015	2016		2015	2016
F	0,64	0,84	↓	4,7	3,8	↓	90	95
RF	0,72	0,43	↑	2,3	5,6	↑	90	89
R	0,44	0,40	↑	4,1	11,1	↑	88	78
RB	0,49	0,45	↑	5,3	5,9	↑	85	87
B	0,45	0,47	↓	4,4	4,5	↑	88	87
LB	0,46	0,41	↑	3,9	8,9	↑	79	82
L	0,43	0,43	-	3,8	8,5	↑	86	84
LF	0,46	0,43	↑	4,7	6,1	↑	90	90

Tabulka č. 35 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LF“) u probanda č. 4.

(Legenda: „RT“ = reakční doba vyjádřena v sekundách, „MVL“ = rychlost pohybu vyjádřena ve stupních za sekundu, „MVL“ = směrová kontrola vyjádřena v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření možností pohybu pozorujeme u probanda č. 4 pouze dvě nepatrně výraznější změny a to zhoršení při pohybu dopředu a zlepšení při pohybu doprava dopředu, i tak jsou však změny velice nepatrné a nelze tedy jednoznačně určit zlepšení či zhoršení mezi prvním a druhým měřením. Naopak při měření rychlosti lze pozorovat zlepšení ve všech směrech pohybu, kromě pohybu dopředu. Nejvýraznější zrychlení pozorujeme při pohybu doprava, doleva dozadu a doleva. Směrová kontrola je zde mezi prvním a druhým měřením téměř beze změn.

5.4.2.7 Rhythmic weight shift (RWS)

ON-AXIS VELOCITY (deg/sec)						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	3,4	2,9	↓	2,1	2,2	↑
2	3,4	3,5	↑	2,9	3,1	↑
3	8,9	6,7	↓	6,7	6,4	↓
DIRECTIONAL CONTROL						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	80	88	↑	90	86	↓
2	79	81	↑	85	83	↓
3	85	86	↑	89	92	↑

Tabulka č. 36 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 4

(Legenda: „LEFT/RIGHT“ = přenos v laterolaterálním směru, „FRONT/BACK“ = přenos anteroposteriorním směru, měřeno ve třech rychlostech - „1“ = pomalu, „2“ = středně rychle, „3“ = velmi rychle. „ON-AXIS VELOCITY“ = hodnoty průměrné rychlosti pohybu vyjádřené ve stupních za sekundu, „DIRECTIONAL CONTROL“ = hodnoty směrové kontroly vyjádřeno v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

U probanda č. 4 v tabulce hodnotící schopnost rytmického přenášení „COG“ pozorujeme při pohybu v laterolaterálním směru snížení rychlosti pohybu při malé a středně rychlé rychlosti doprovázené zvýšením směrové kontroly a výrazné snížení rychlosti doprovázené nepatrným zvýšením směrové kontroly při velmi rychlém pohybu. U pohybu v anteroposteriorním směru jsou rozdíly nepatrné.

5.5 PROBAND Č. 5

5.5.1 Klinické vyšetření probanda č. 5

Muž, K. H., 18 let, 188 cm, 72 kg, BMI 20,37

Anamnéza:

OA: závažnější onemocnění - 0, úrazy – v 13 letech distorze pravého kotníku.

- po vyšší zátěži trpí bolestmi zad v bederní oblasti a bolestí levého kolene, za poslední dva roky vyrostl o 4 cm.

SA: student střední školy

SpA: volejbal závodně tři roky s intenzitou 4-5x týdně, rekreačně cyklistika, od sedmi do patnácti let závodně kopaná.

FA: nejuje

AA: nejuje

Kineziologický rozbor:

Stoj:

Valgozní postavení kotníků bilaterálně, plochonozí bilaterálně - výraznější u levého chodidla, mírný hallux valgus bilaterálně, varózní postavení kyčelních kloubů, mírná antevertze pánve s hyperlordózou bederní páteře, skoliotické držení s úklonem k pravé straně, mírná hyperkyfóza hrudní páteře, hypertonie přímého břišního svalstva, mírně vpáčený hrudník, vnitřní rotace v ramenních kloubech, bilaterálně odstáté lopatky, levé rameno výše, protrakce hlavy.

Dynamické vyšetření:

Trendelenburg-Duchen: negativní, bez poklesu pánve

Test dle Véleho: negativní

Rhomberg I, II, III: negativní

Goniometrické vyšetření

- vyšetření pomocí plastového dvouramenného goniometru aktivními pohyby bez fixace

	Listopad 2015		Leden 2016	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá
Kyčelní kloub	S 0 - 0 - 120	S 0 - 0 - 120	S 5 - 0 - 125	S 0 - 0 - 125
	F 30 - 0 - 10	F 30 - 0 - 10	F 35 - 0 - 10	F 30 - 0 - 10
	R 30 - 0 - 0	R 30 - 0 - 0	R 35 - 0 - 5	R 30 - 0 - 0
Kolenní kloub	S 0 - 0 - 100	S 0 - 0 - 105	S 0 - 0 - 100	S 0 - 0 - 105
Hlezenní kloub	S 40 - 0 - 5	S 40 - 0 - 5	S 45 - 0 - 5	S 40 - 0 - 5
	R 15 - 0 - 35	R 10 - 0 - 35	R 15 - 0 - 35	R 15 - 0 - 35

Tabulka č. 37 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 5 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

Sval:	Listopad 2015		Leden 2016	
	L	P	L	P
m. triceps surae pars soleus	0	0	0	0
m. triceps surae pars gastrocnemius	1	1	0	0
Flexory kolenního kloubu	2	2	2	1
Adduktory kyčelního kloubu	2	2	2	1
m. rectus femoris	2	2	1	1
m. tensor fasciae latae	1	1	1	1
m. iliopsoas	2	2	2	1
m. piriformis	2	2	2	2
paravertebrální svaly	2	2	2	2

Tabulka č. 38 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 5 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Závěr:

V rámci pravidelného cvičení na zvýšení mobility nedošlo téměř ke zlepšení aktivní pohyblivosti v kyčelních ani jiných kloubech. K mírnému zlepšení došlo při flexi v kyčelním kloubu u LDK, abdukci v pravém kyčelním kloubu, rotaci v pravém kyčelním kloubu, flexi v kolenním kloubu bilaterálně. Stejný výsledky přineslo i vyšetření zkrácených svalů, kde se pouze mírně zlepšilo zkrácení pravého m. ilipsoas a bilaterálně m. rectus femoris. Přesto jsou však výsledky velmi neuspokojivé.

5.5.2 Příkladové vyšetření probanda č. 5

5.5.2.1 Sensory Organization Test (SOT)

	„COG“ (Equilibrium)		
	2015	2016	
1	94,3	94,7	↑
2	94	92,3	↓
3	89	93,7	↑
4	86,7	91,3	↑
5	57,3	45,7	↓
6	62,3	57,3	↓
TOTAL	80,6	79,2	↓

Tabulka č. 39 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 5.

(Legenda: Čísla v levém sloupci znázorňují šest posturálních situací v tomto pořadí: stoj se zrakovou kontrolou, stoj bez zrakové kontroly, stoj se zrakovou kontrolou a pohybem okolí, stoj se zrakovou kontrolou a předozadní rotací dynamometrické desky, stoj se zrakovou kontrolou, pohybem okolí i dynamometrické desky, stoj bez zrakové kontroly a pohybem dynamometrické desky. V následujících sloupcích jsou uvedeny hodnoty naměřené v jednotlivých termínech měření (listopad 2015 a leden 2016) a jejich porovnání.)

U probanda č. 5 došlo v posturálních situacích č. 1, 2 pouze nepatrným změnám. Zlepšení můžeme pozorovat u posturálních situací č. 3 sledující sledující somatosenzorickou a vestibulární funkci a posturální situace č. 4, sledující somatosenzorickou a vizuální funkci. Zhoršení naopak pozorujeme u posturální situace č. 6, sledující především somatosenzorickou a vestibulární funkci. Výrazné zhoršení pozorujeme u posturální situace č. 5, sledující především vestibulární a somatosenzorickou funkci. V celkovém hodnocení došlo k mírnému zhoršení posturální kontroly.

5.5.2.2 Motor Control Test (MCT)

	Weight symmetry			Latency (msec)				
	2015	2016		L 2015	L 2016	R 2015	R 2016	
B - S	92	94	↑	150	140	160	150	↑
B - M	96	94	↓	130	130	130	130	-
B - L	97	92	↓	140	130	140	130	↑
F - S	99	95	↓	140	140	140	150	↓
F - M	94	92	↓	140	140	140	140	-
F - L	95	93	↓	130	130	130	130	-

Tabulka č. 40 Sledování reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 2

(Legenda: hodnoty „weight symmetry“ vyjadřují zatížení jednotlivých dolních končetin, kdy hodnoty <100 vyjadřují vyšší zátěž pravé dolní končetiny a hodnoty >100 vyjadřují vyšší zátěž levé dolní končetiny, hodnoty „latency“ vyjadřují reakční dobu svalu vyjádřenou v milisekundách („msec“), s rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, během posunu dynamometrické desky směrem dozadu („B - S“ – malý, „B - M“ – střední, „B - L“ – velký) a během posunu silové desky dopředu („F - S“ – malý, „F - M“ – střední, „F - L“ – velký). Porovnání mezi jednotlivými měření („2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016).)

U vyšetření sledující reakční dobu svalu a rozložení váhy během všech posunů silové desky můžeme u probanda č. 5 sledovat převážně zhoršené rozložení sil mezi pravou a levou dolní končetinou, které je však minimální a ve všech případech se blíží ideální hodnotě 100. Ve všech případech je rozložení sil mírně vyšší na levé dolní končetině. U hodnot reakční doby nedošlo k výraznějším změnám.

5.5.2.3 Adaptation Test (ADT)

	Toes up			Toes down		
	2015	2016		2015	2016	
1	105	68	↑	46	39	↑
2	106	65	↑	37	41	↓
3	65	54	↑	35	40	↓
4	60	49	↑	36	49	↓
5	68	69	↓	45	45	-

Tabulka č. 41 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 5

(Legenda: vyjádření pohyb COG během první sekundy v milimetrech, „Toes up“ = rotace dozadu, „Toes down“ = rotace dopředu, sledování adaptace během pěti po sobě následujících posunech („1-5“), porovnání mezi jednotlivými měření: „2015“ – listopad 2015, „2016“ – leden 2016.)

Při měření obnovení posturální stability u probanda č. 5 můžeme pozorovat postupné zlepšení během prvních čtyř rotací posteriorním směrem u obou měření, kdy bylo během druhého měření dosaženo daleko nižších hodnot. U rotace anteriorním směrem můžeme sledovat nepatrné zlepšení pouze u první rotace.

5.5.2.4 Weight Bearing Squat (WBS)

Angle	L - 2015	R - 2015	L - 2016	R - 2016	
0°	54	46	53	47	↑
30°	55	45	52	48	↑
60°	55	45	52	48	↑
90°	51	49	49	51	-

Tabulka č. 42 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 5

(Legenda: měřeno při flexi v kolenních kloubech 0°, 30°, 60° a 90°, vyjádřeno v procentech. „L – 2015“ – levá noha v listopadu 2015, „P – 2015“ pravá noha v listopadu 2015, „L – 2016“ – levá noha v lednu 2015, „P – 2016“ pravá noha v lednu 2016, poslední sloupec ukazuje, zda došlo ke zlepšení či zhoršení.)

U probanda č. 5 sledujeme zlepšení rozložení sil při flexi 0, 30 a 60 stupňů, kde dochází v obou případech k vyšší zátěži pravé dolní končetiny. Překvapivě nejlepšího výsledku bylo během obou měření dosaženo při flexi 90 stupňů.

5.5.2.5 Unilateral stance (US)

	Sway velocity (deg/sec)					
	2015	2016		2015	2016	
	L - EO	L - EO		R - EO	R - EO	
1	0,5	0,5	-	0,8	0,8	-
2	0,5	1,4	↓	0,6	0,5	↑
3	0,4	0,5	↓	0,7	0,5	↓
	L - EC	L - EC		R - EC	R - EC	
1	3,5	1,1	↑	1,8	1,7	↑
2	2,3	1,5	↑	2,2	1,6	↑
3	2,0	1,4	↑	1,8	1,2	↑

Tabulka č. 43 Vyšetření pohybu „COG“ při stožení na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 5

(Legenda: Pohyb „COG“ vyjádřen ve stupních za sekundu = „Sway velocity“, „EO“ = stoj s otevřenými očima, „EC“ = stoj se zavřenými očima ve třech po sobě jdoucích pokusech trvajících 10 sekund s vyjádřením rozdělením pro levou („L“) a pravou („R“) dolní končetinu, orovnění mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření stožení na jedné dolní končetině u probanda č. 5 pozorujeme zhoršení s výraznými výkyvy u stožení na levé dolní končetině se zrakovou kontrolou a nepatrné změny u stožení na pravé dolní končetině se zrakovou kontrolou. Naopak při stožení bez zrakové kontroly pozorujeme výrazné zlepšení ve všech pokusech u stožení jak na pravé, tak na levé dolní končetině.

5.5.2.6 Limits of stability (LOS)

	RT (sec)			MVL (deg/sec)			DC (%)	
	2015	2016		2015	2016		2015	2016
F	0,60	0,50	↑	3,5	7,5	↑	94	92
RF	0,33	0,48	↓	3,0	10,9	↑	91	94
R	0,51	0,37	↑	3,7	5,6	↑	77	75
RB	0,56	0,56	-	2,6	3,0	↑	88	89
B	0,57	0,44	↑	1,7	4,0	↑	90	90
LB	0,50	0,74	↓	3,8	4,7	↑	73	64
L	0,45	0,58	↓	9,0	5,9	↓	82	78
LF	0,56	0,58	↓	3,7	9,5	↑	96	83

Tabulka č. 44 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LF“) u probanda č. 5.

(Legenda: „RT“ = reakční doba vyjádřena v sekundách, „MVL“ = rychlost pohybu vyjádřena ve stupních za sekundu, „MVL“ = směrová kontrola vyjádřena v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

Z vyšetření možností pohybu pozorujeme u probanda č. 5 pouze nepatrné rozdíly v reakční rychlosti, kde byl největší rozdíl při pohybu dozadu doleva, kde došlo k prodloužení reakční doby o 0,24 sekund. Téměř ve všech případech došlo ke zvýšení rychlosti pohybu. Největší rozdíl pozorujeme při pohybu dopředu doleva a dopředu doprava. Ani u směrové kontroly nedošlo k výrazným změnám. Největší změnou je zhoršení při pohybu doleva dopředu a doleva dozadu.

5.5.2.6 Rhythmic weight shift (RWS)

ON-AXIS VELOCITY (deg/sec)						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	2,9	2,6	↓	2,1	2,4	↑
2	3,8	4	↑	3,5	3,6	↑
3	8,1	7,5	↓	4,9	6,3	↑
DIRECTIONAL CONTROL						
	LEFT/RIGHT			FRONT/BACK		
	2015	2016		2015	2016	
1	74	81	↑	83	85	↑
2	77	87	↑	89	86	↓
3	85	92	↑	91	88	↓

Tabulka č. 45 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 5

(Legenda: „LEFT/RIGHT“ = přenos v laterolaterálním směru, „FRONT/BACK“ = přenos anteroposteriorním směru, měřeno ve třech rychlostech - „1“ = pomalu, „2“ = středně rychle, „3“ = velmi rychle. „ON-AXIS VELOCITY“ = hodnoty průměrné rychlosti pohybu vyjádřené ve stupních za sekundu, „DIRECTIONAL CONTROL“ = hodnoty směrové kontroly vyjádřeno v procentech, porovnání mezi jednotlivými měření - „2015“ = listopad 2015, „2016“ = leden 2016.)

U probanda č. 5 v tabulce hodnotící schopnost rytmického přenášení „COG“ pozorujeme největší rozdíly při pohybu v laterolaterálním směru, kde jak lze v tabulce vidět se při velmi rychlém pohybu snížila rychlost, ale i zvýšila směrová kontrola. Celkově při pohybu v tomto směru došlo ke zvýšení posturální kontroly. U pohybu v anteroposteriorním směru došlo k výraznějšímu zrychlení pohybu u velmi rychlého pohybu.

6 DISKUSE

Hlavním cílem práce bylo vyhodnotit změny posturální stability, ke kterým došlo po provádění cviků na zvýšení rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin a následně posoudit efekt aplikovaných cviků. Je nutno vzhledem k výsledkům zmínit, že výsledky získané během druhého měření mohou být ovlivněny opakovaným použitím stejného diagnostického nástroje, který tuto adaptaci není schopen rozlišit. Zároveň je nutno uvést, že dle Moora (2012) reagujeme držením těla na aktuální fyzický či psychický stav jedince, který taktéž nelze pomocí tohoto diagnostického nástroje zjistit. Jelikož se jedná o pilotní studii s nízkým počtem nehomogenní skupiny probandů, byla získaná data hodnocena kvalitativně. V rámci studie se podařilo dosáhnout předem daných cílů a po získání všech dat nebyly potvrzeny všechny definované hypotézy.

H1: Předpokládám, že zvýšení rozsahu pohybu dolních končetin bude mít pozitivní vliv na výsledky přístrojového vyšetření posturální stability při měření statických testů.

Posturální stabilita je stav, kdy dochází pomocí dynamických dějů k neustále obnově postury, kterou Kolář (2009) definoval jako aktivní držení segmentů těla a Schumacher (1989) zdůraznil, že postavení jednoho segmentu má vliv na postavení vyššího segmentu a na celkové postavení, z čehož vyplývá, že pokud bude z důvodu svalového zkrácení ovlivněno postavení v např. kyčelním kloubu, ovlivní to i držení vyšších segmentů a celkovou posturu. Pokud je pozice mezi jednotlivými segmenty správná, nedochází k namáhání tkání a naopak pokud je pozice špatná, dochází k nadměrnému napětí ve tkáni, které může být příčinou svalového zkrácení a snížení aktivního rozsahu pohybu. Zároveň nesoulad mezi pohybem a posturální motorikou, který vzniká při nevhodném nastavení výchozí polohy segmentu při vadném držení těla, negativně ovlivňuje pohybový efekt, zjistitelný pomocí dynamických testů posturální stability (Ackland et. al. 2009, Muscolino, 2014).

Při měření posturální stability během statických situací nedocházelo ke zlepšení v souvislosti se zvýšením rozsahu pohybu dolních končetin. Z výsledků měření bylo zjištěno, že změna rozsahů pohybů výrazně neovlivnila posturální kontrolu u probandů s nepatrnou změnou pohyblivosti dolních končetin. U probandů č. 4 a 5 přesto, že nedošlo ke zlepšení rozsahů pohybů, byly naměřené hodnoty v prvních čtyřech

posturálních situacích během vyšetření Sensory Organization Test (SOT) mírně vyšší, což znamenalo zlepšení posturální stability. Tři z těchto posturálních situací zjišťovaly posturální stabilitu během statického stoje. Naopak u probandů, u kterých byly naměřeny vyšší rozsahy pohybů, došlo v některých případech k mírnému zhoršení. U dalších statických měření nebyly pozorovány výrazné změny mezi prvním a druhým měřením. Lze tedy říct, že nadměrné namáhání tkání způsobené špatným postavením mezi jednotlivými segmenty nemá výrazný vliv na posturální kontrolu během statického stoje, proto nelze tuto hypotézu potvrdit.

V rámci zlepšení rozsahu pohybu jsem očekával zlepšení rozložení vah mezi dolními končetinami, jenž se však nepotvrdilo při měření rozložení sil během postupného provádění dřepu.

Ke změnám nedošlo ani v rámci testování posturální stability během stoje na jedné dolní končetině. Jedinou změnou při tomto vyšetření bylo, že u druhého testování již nedocházelo k tak výrazným výkyvům mezi výslednými hodnotami. Změny zde nepozorujeme ani mezi probandy, kteří byli různě úspěšní při zvyšování rozsahu pohybu. Lze tedy potvrdit tvrzení z prvního testování, že zvýšení rozsahu pohybu neovlivňuje posturální stabilitu při statickém testování.

H2: Předpokládám, že zvýšení rozsahu pohybu dolních končetin bude mít pozitivní vliv na výsledky přístrojového vyšetření posturální stability při měření dynamických testů.

Příčinou zhoršení pohyblivosti a zvýšení napětí svalů dochází dle Tsatsoulina ke snížení příjmu informací pro mozek. Mozek v tomto případě dle Véleho (2006) nedostává dostatek přesných a včasných informací o změně polohy v kloubu, čímž je obnova posturální stability zpomalena, jelikož dle Koláře (2009) je posturální stabilita řízená centrální nervovou soustavou a udržována svalovou aktivitou. Obnova posturální stability je závislá na dokonalé souhře nervového, sensorického řídicího a motorického systému společně s pohybovým aparátem, tudíž snížení funkce jednoho systému ovlivní funkci celkovou (Adreson, Behm, 2005).

Na základě přístrojového vyšetření se zlepšila posturální kontrola v rámci Sensory Organization Test (SOT), kde docházelo během testů obsahující dynamickou složku ke zlepšení u probandu se zvýšeným rozsahem pohybů. Zároveň docházelo ke

zlepšení během Adaption Test (ADT), kde se projevilo výrazné zrychlení obnovy posturální kontroly při opakované rotaci dynamometrické desky. Poslední pozorovatelné zlepšení bylo zjištěno v rámci protokolu Limits Of Stability (LOS), kde po zvýšení úhlové rychlosti nedocházelo k poklesu směrové kontroly. Můžeme tedy potvrdit tvrzení, že strečink prohlubuje pohybové vnímání (Alter, 1999). Zároveň můžeme potvrdit druhou hypotézu.

Pouze u dvou probandů měla efektivita strečinku vliv na zrychlení reakce svalů, kterého dosahují svaly dle studie Shiera (2004) po dlouhodobém provádění statického strečinku a dalších metod zvyšujících rozsah pohybu.

H3: Předpokládám, že zvýšení aktivního rozsahu do vnitřní rotace bude mít významný vliv na zlepšení posturální stability.

Důležitou roli při posturální stabilizaci hrají zejména menší svaly nacházející se v blízkosti kloubů, kde řídí jejich postavení (Muscolino, 2014). Jelikož zevní rotátory kyčelního kloubu patří dle Véleho (2006) mezi svaly podílející se na stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze a zároveň dle Kapandjiho (2005) ovlivňuje rotace hlavice femuru nožní klenbu, rozhodl jsem se zjistit, zda snížení napětí svalů v oblasti kyčelního kloubu bude mít vliv na posturální stabilitu. Mnoho autorů taktéž uvádí plosku nohy a pletenec pánevní za oblasti s vysokým příjmem informací o nastavení segmentů a celkové stabilitě (Kapandji, 2005; Kolář, 2009; Véle, 2006).

Z výsledků získaných během přístrojového měření lze potvrdit třetí hypotézu, jelikož zvýšený rozsah pohybu do vnitřní rotace mělo za následek zlepšení posturální stability během posturálně náročnějších situacích obsahující dynamickou složku. Tento efekt, byl sledován u prvních třech probandů v rámci Sensory Organization Test (SOT) a v rámci Limits Of Stability (LOS). Můžeme tedy říct, že ovlivnění napětí zevních rotátorů se projeví především zlepšením stability během dynamických testů.

6.1 VYUŽITÍ STREČINKU METODOU POSTFACILITAČNÍHO ÚTLUMU KE ZVÝŠENÍ ROZSAHU POHYBU

Vzhledem k výsledkům studií Ferbera et. al. (2002) a Worrela et. al. (1996) je metoda PNF strečinku nejúčinnější metodou pro protažení a relaxaci svalu společně se zvýšením rozsahu pohybu. Jelikož však nebylo dosaženo u všech probandů výrazně

pozitivního zlepšení rozsahů pohybů dolních končetin, je nutno brát v úvahu výsledky studie Davise et. al. (2005), které označují účinnost PNF strečinku prováděného třikrát týdně po dobu čtyř týdnů za nevýraznou a největší účinnost přiřazují v tomto krátkém cyklu pasivnímu strečinku s dopomocí, což ve své knize potvrzuje Tsatsouline (2001), který doporučuje věnovat zvýšení rozsahu pohybu třikrát týdně speciální tréninkovou jednotku po dobu dvou měsíců, po kterých stačí tyto dosažené rozsahy udržovat třemi až čtyřmi tréninkovými jednotkami za měsíc.

Z výsledků měření aktivního rozsahu pohybu a zkrácených svalů lze pozorovat zlepšení především u probandů č. 1-3, kteří při odběru anamnézy uvedli, že za poslední dva roky vyrostly o více než 5 cm, což může být jednou z příčin rychlé obnovy rozsahu pohybů. Zároveň se zde jedná o jedince mladší s nižší tréninkovou zátěží (3-4 tréninkové jednotky týdně). Přesto však nelze tyto poznatky označit za objektivní vzhledem k nízkému počtu jedinců, kteří netvořili jednoznačně homogenní skupinu (Alter, 1999; Neslon, Kokkonen, 2009; Tlapák, 2014;). U probandů, kteří byli záměrně vybráni pro předpoklad snížení rozsahu pohybu společně s prováděním stejné sportovní aktivity, se ukázaly jako nejproblémovější partie, se sníženým rozsahem pohybu, kyčelní klouby, kde byl snížen rozsah pohybu do vnitřní rotace, abdukce a extenze. Zároveň u probandů mezi nejvíce zkrácené svaly patřily m. piriformis, abduktorů, m. ilipsoas a m. rectus femoris společně s flexory kolenního kloubu a paravertebrálními svaly, což můžeme označit jako „dolní zkřížený syndrom“ (Lewit 1996; Tlapák, 2014). Naopak se u všech vyšetřovaných téměř nevyskytovalo zkrácení plantárních flexorů hlezenního kloubu, které může mít určitou souvislost se sportovní aktivitou, kterou všichni testování probandi provádí (Alter, 1999; Neslon, Kokkonen, 2009; Tlapák, 2014; Tsatsouline, 2001).

Určitou míru nízké efektivity aplikovaných cviků lze dát za vinu náročnosti prováděných cviků, kde nebylo cílem protahovat jednotlivé svalové skupiny analyticky, ale byly využity poznatky z jógy, vývojové kineziologie a vzorů propioceptivní neuromuskulární facilitace dle Kabata, které měly za cíl protáhnout svaly stejného svalového řetězce nebo protahovat v pozicích, do kterých se probandi dostávají během sportovní aktivity (Holubářová, Pavlů, 2011; Kolář, 2009; Sigleton, 2010).

6.2 VYUŽITÍ VÝSLEDKU DIPLOMOVÉ PRÁCE V PRAXI

Z výsledků této práce lze říct, že snížení rozsahu pohybů dolních končetin přispívá k ovlivnění stabilizačních mechanismů a následně ovlivňuje i posturální kontrolu především během dynamických pohybů (Shier, 2004). Zkrácením dochází k reflexnímu snížení funkce antagonisty a ke zhoršení stabilizačních funkcí daného kloubu (Tlapák, 2014). Proto by měl být strečink součástí sportovní přípravy, jakožto prevence před úrazy, ke kterým dochází v mnoha případech právě ztrátou stability v určitém segmentu. To má za následek ztrátu posturální stability. Při strečinku pomocí postafacilitačního útlumu není sval pouze pasivně protahován, ale dochází k jeho aktivaci v protažení, čímž se zvyšuje kontrola pohybu v krajních rozsazích (McAtee, Charland, 2013; Neslon, Kokkonen, 2009; Tsatsouline, 2001)

Z výsledků měření rozsahu pohybu lze konstatovat, že obnova pohyblivosti je závislá na čase, kdy začalo docházet ke snižování rozsahu pohybů. Proto je nutné provádět cviky dlouhodobě a pravidelně. Nemluvíme tedy o době několika týdnů, nýbrž měsíců (Alter, 1999; Shier, 2004; Tsatsouline, 2001).

V rámci využití jednotlivých protokolů zjišťujících posturální stabilitu pomocí diagnostického nástroje SMART EquiTest Systém lze tyto protokoly rozdělit do jednotlivých skupin v rámci využití pro určité skupiny. Jelikož zatím nebyla vytvořena dostatečná kontrolní skupina, která by zjišťovala patologie či snížení posturální stability např. u sportovců, nebylo u žádného z testovaných probandů zjištěno výrazné zhoršení stability oproti běžné populaci.

Protokol Sensory Organization Test (SOT) díky šesti posturálním situacím zjišťuje jednotlivé funkce zajišťující posturální stabilitu a dokáže případnou patologii přesně diferencovat. Proto je jeho využití ideální k diagnostice neurologických onemocnění. Zároveň se však skládá i s posturálně náročnějších situacích doprovázených dynamickými ději, které ukázaly zvýšenou reaktibilitu jedinců se zvýšenou pohyblivostí dolních končetin a lze jich proto využít k diagnostice této reaktivity jakožto prevenci před úrazy nebo v rámci kontrolního vyšetření po rehabilitaci.

Protokol Motor Control Test (MCT) díky své stranové diferenciaci ukázal, že jeho využití může taktéž najít kromě diagnostiky neurologických onemocnění i v poúrazové rehabilitaci. V rámci poúrazové rehabilitace můžeme sledovat rozložení sil dolních končetin, jejich aktivitu a dobu, za kterou dochází ke kontrakci svalů. Tyto informace nám posléze mohou pomoci při rozhodování, zda je jedinec připraven navrátit se plně do sportovní přípravy např. po ruptuře LCA.

Protokol Adaptation Test (ADT) ukazuje posturální reaktivitu a schopnost adaptace nutné k obnově posturální stability. Výsledky jasně ukazují, že tento test nalézá své uplatnění i mezi zdravou populací. Test odkrývá pohybové vnímání svalů a schopnost zareagovat na změnu při rotaci dynamometrické desky. Tudiž lze tento test opět aplikovat při prevenci před úrazy. Bohužel tento test nepodává informace o jednotlivých dolních končetinách.

Výsledky protokolu Weight Bearing Squat (WBS) nepodaly informace, které by měly u zdravé populace výrazné uplatnění. Uplatnění může tento protokol najít při diagnostice neurologických onemocnění a k diagnostice stavu po úraze dolních končetin, kde zjištění rozložení sil v jednotlivých fázích dřepu může ukázat připravenost na sportovní aktivitu a předejít tak riziku zranění způsobeného přetížením jedné dolní končetiny.

Protokol Unilateral Stance (US) ukazující pohyb „COG“ během stoje na jedné dolní končetiny můžeme zařadit do skupiny s předchozím protokolem, jelikož zde opět sledujeme laterální diferenciaci vhodnou k diagnostice u nestability hlezenních a koleních kloubů.

Protokoly Limits Of Stability (LOS) a Rhythmic Weight Shift (RWS) lze kromě diagnostiky využít i reedukaci s využitím zpětné vazby. Zjištění kontroly posturální stability během pohybu lze dle výsledků studie využít jako prevenci před úrazy. Pomocí pohybů můžeme přesně určit směr, u kterého je tato kontrola snižená, kdy dochází buď ke snížení rychlosti pohybu, anebo ke snížení směrové kontroly.

7 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zjistit, zda po zvýšení aktivního rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin a s tím spojené ovlivnění zkrácených svalů má vliv na posturální stabilitu. Sledováním pohybu těžiště během statických i dynamických situací jsem se snažil potvrdit pozitivní efekt strečinku, jelikož jsem předpokládal, že právě svalové zkrácení a zvýšení napětí má vliv na posturální kontrolu. Vzhledem ke snaze, co nejlépe ovlivnit svalové zkrácení, jsem vybral probandy vyššího věku, jenž své výšky dosáhli v posledních letech. Zároveň jsem vzhledem k jejich nadprůměrné výšce očekával i zhoršenou hrubou motoriku, kterou jsem chtěl sledovat pomocí pohybů těžiště během dynamických testů.

Výsledky této práce ukazují, že zlepšení rozsahu pohybu má vliv na posturální stabilitu především u dynamických testů, kde byl zjištěn pozitivní efekt u posturálně náročnějších situací, kdy docházelo k rotaci dynamometrické desky. Dále se projevila lepší pohyblivost při sledování možnosti pohybu „COG“ beze změny opěrné báze, kde probandi se zvýšeným rozsahem pohybu prováděli pohyb těžiště rychleji, což je dle teoretických poznatků projevem lepší posturální kontroly.

Po vyhodnocení výsledků lze konstatovat, že doba dvou měsíců, kterou probandi měli na provádění strečinkových cviků s intenzitou třikrát týdně a časovou dotací 10 minut není dostačující pro optimální dosažení rozsahů pohybu, což se mohlo projevit do výsledků vyšetření pomocí dynamické počítačové posturografie, u kterých nedošlo k natolik výrazným změnám, aby byl efekt strečinku jednoznačně označen za pozitivní.

I přes nepřesvědčivé výsledky si myslím, že by toto téma mělo být zkoumáno i nadále a v daleko větší hloubce, aby bylo dosaženo ideálních rozsahů pohybů a skupina testovaných byla širší a homogenní. Zároveň by bylo možné s rozšířením kontrolní skupiny porovnávat výsledky s běžnou populací, což vzhledem k nízkému věku probandu nebylo v tomto případě možno.

8 SEZNAM LITERATURY

ABRAHAMAS, H. P. *How the Body Works*. Amber Books, 2007. 512 s. ISBN:978-19-057-0457-6.

ACKLAND, T. R., ELLIOTT, B., BLOOMFIELD, J. *Applied Anatomy and Biomechanics in Sport*. 2. vyd. Champaign: Human Kinetics, 2009. 366 s. ISBN 978-0-736063-38-8.

ANDERSON, K., BEHM, D. The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine*. 2005. Volume 35, Issue 1, s. 43-53. ISSN 1179-2035.

BÁLKOVÁ, H. Posturografia – literárny prehľad o možnostiach počítačového vyhodnotenia pre potreby rehabilitácie. *Rehabilitácia*. 2005. roč. 42, č. 4, s 202-212. ISSN: 0375-0922.

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN: 80-7345-017-8.

BEHNKE, R. S. *Kinetic Anatomy*. Copyright, 2001. 281 s. ISBN: 0-7360-0016-X.

BEKIR, Y., FATIH, K. Investigation into the long-term effects of static and PNF stretching exercises on range of motion and jump performance In: *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online] 2009 [cit. 2016-03-08] Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Fatih_Kaya5/publication/23715978_Investigation_into_the_long-term_effects_of_static_and_PNF_stretching_exercises_on_range_of_motion_and_jump_performance/links/551099e90cf2a8dd79be7217.pdf

BEN-DAVID, J., TESZLER, C. B., DUCHMAN, H., PODOSHIN, L. Evaluation of Tullio Phenomenon by Computerized Dynamic Posturography. In: *Neurotology and Abnormal Sensory Phenomena* [online] 1997 [cit. 2016-01-17] Dostupné z: <http://www.tinnitusjournal.com/imprimir.asp?id=320>

BUZKOVÁ, K. *Strečink. 240 cvičení pro dokonalé protažení celého těla*. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-1342-X.

DAVIS, S. D., ASHBY, P. E., MCCAILE, K. L., MCQUAIN, J. A., WINE, J. M. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters In: *Journal of Strength and Conditioning Research* [online] 2005 [cit. 2016-03-26] Dostupné z: <https://www.antoniocgomes.com/wp-content/uploads/2012/09/Davis-JSCR-2005.pdf>

DESMOND, A., L. *Vestibular Function: Clinical and Practice Management*. 2. vyd. Princeton: Thieme, 2011. 304 s. ISBN 978-16-0406-362-2.

DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2007. 192 s. ISBN: 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009. 184 s. ISBN: 978-80-247-1648-0.

FERBER, R., OSTERING, L. R., GRAVELLE, D. C. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online] 2002 [cit. 2016-03-26] Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.651.4322&rep=rep1&type=pdf>

FURMAN, J. M. Posturography: uses and limitations. In: *Bailliere's clinical neurology* [online] 1994 [cit. 2015-02-05] Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7874405>.

HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2009. 461 s. ISBN 978-0-7817-9128-1.

HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioreceptivní neuromuskulární facilitace: diagnostika a léčba*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2011. 115 s. ISBN 978-802-4619-415.

JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996. 328 s. ISBN 80-7169-208-5.

JANDA, V., PAVLŮ, D. *Goniometrie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. 108 s. ISBN 80-7013-160-8.

JEBAVÝ, R. ZUMR, T. *Posilování s balančními pomůckami*. 1. vyd. Grada: Praha. 2009. 175 s. ISBN 978-8-024728-02-5.

JEBAVÝ, R., HOJKA, V., KAPLAN, A. *Rozcvičení ve sportu*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014. 216 s. ISBN: 978-80-247-4525-1.

KALVACH, Z., ZADÁK, Z., JIRÁK, R. ZAVÁZALOVÁ, H., HOLMEROVÁ, I., WEBER, P. *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. 1. vyd., Praha: Grada, 2008. 336 s. ISBN 80-247-7021-0.

KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints: Volume Two Lower Limb*. 5. vydání. Londýn: Churchill Livingstone, 2005. 242 s. ISBN 0-443-03618-7.

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

LEWIS, M., NASHER, F., BLACK, O., WALL, C. Adaptation to alterned support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of Neuroscience* [online] May 1, 1982 [cit. 2016-02-03] Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/2/5/536.full.pdf+Huml>

LEWIT, K. *Manipulční léčba v myoskeletální medicíně*. 4. vyd. Praha: J. A. Barth, 1996. 347 s. ISBN 3-335-00401-9.

LUI, D. F., MEMON, A., KWAN, S., MULLET, H. Computerized dynamic posturography analysis of balance in individuals with a shoulder stabilization sling. In: *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* [online] Jun 28, 2013 [cit. 2016-01-27] Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00068-013-0309-z>

MCATEE, R. E., CHARLAND, J. *Facilitated stretching*. 4. vyd. Champaign: Human kinetics, 2013. 216 s. ISBN: 978-1-4504-3431-7.

MOORE, P. *The Posture Doctor: The Art and Science of Healthy Posture*. 1. vyd. Herts: Ecademy Press, 2012. 184 s. ISBN. 978-1-908746-57-3.

MUSCOLINO, J. E. *Kinesiology: The Skeletal System and Muscle Function*. 2. vyd. Missouri: Elsevier Health Sciences, 2014. 704 s. ISBN: 978-0-323291-42-2.

NELSON, A. G., KOKKONEN, J. *Strečink na anatomických základech*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN: 978-80-247-2784-4.

NOVÁKOVÁ, H., TICHÝ, M., ŤUPA, F. Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001. roč. 8. č. 2. s. 65-69. ISSN 1211-2658.

PALM, H. G., LANG, P., STROBEL, J., RIESNER, H. J., FRIEMERD, B., Computerized dynamic posturography: the influence of platform stability on postural control. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation*. [online] Jan, 2014 [cit. 2016-01-25] Dostupné z: http://www.unboundmedicine.com/medline/citation/24355996/Computerized_dynamic_posturography:_the_influence_of_platform_stability_on_postural_control

PERFORM Operating Document - NeuroCom® SMART EquiTest® Computerized Dynamic Posturography (CDP). [online] Version 01, Januar 15, 2015, Concordia University, [cit. 2016-02-25]. Dostupné z: https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V01_NEUROCOM.pdf

PERRUCA, L., CARONNI, A., VIDMAR, G., TESIO, L. Electromyographic latency of postural evoked responses from the leg muscles during EquiTest Computerised Dynamic Posturography: Reference data on healthy subjects. In: *Journal of Elektromyography and Kinesiology* [online] Nov 13, 2013 [cit. 2016-01-26] Dostupné z: <http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411%2813%2900241-1/fulltext>

PRANG, M., D. *Sportujeme pro zdraví?: 77 nepravdivých tvrzení kolem fitness*. 1. vyd. Praha: Ikar, 2013. 142 s. ISBN 978-80-249-1976-8.

REN, Y., YU, L., YANG, L., CHENG, J., FENG, L., WANG, Y. Postural control and sensory information integration abilities of boys with two subtypes of attention deficit hyperactivity disorder: a case-control study. In: *Chinese medical journal* [online] 2014 [cit. 2016-01-28] Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25533821>

RICHTER, P., HEBGEN, E. *Spouštěcí body a funkční svalové řetězce v osteopatii a manuální terapii*. Praha: Pragma, 2011. 237 s. ISBN 978-80-7349-261-8.

ROBERTS, J. M., WILSON, K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *British journal of sport medicine* [online] 1999 [cit. 2016-03-03] Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/33/4/259.full.pdf>

SHELLOCK, F. G., PRENTICE, W. E. Warming-Up and Stretching for Improved Physical Performance and Prevention of Sports-Related Injuries. In: *Sport Medicine* [online] 2012 [cit. 2016-02-28] Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.2165/00007256-198502040-00004>

SHRIER, I. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. In: *Clinical journal of sport medicine* [online] 2004 [cit. 2016-02-28] Dostupné z: <http://jurchperformanceeducation.com/wp-content/uploads/2011/05/Does-Stretching-Improve-Performance.pdf>

SHRIER, I. Stretching before exercise does not reduce the risk of local muscle injury: a critical review of the clinical and basic science literature In: *Clinical journal of sport*

medicine [online] 1999 [cit. 2016-02-28] Dostupné z:
<http://www.touchontheball.com/downloads/Dynamic%20vs%20Static%20Stretching%20Article%201.pdf>

SCHUMACHER, J. A. *Human Posture: The Nature of Injury*. 1. vyd. New York: Sunny press, 1989. 259 s. ISBN 978-0-791401-20-0.

SINGLETON, M. *Yoga Body: The Origins of Modern Posture Practice*. 1. vyd. Oxford: University Press, 2010. 272 s. ISBN: 978-019-9745-982.

STRAKOŠ, J., VALOUCH, V. *Osobní trenér*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005. 193 s. ISBN 80-247-0475-7.

TLAPÁK, P. *Posilování kloubní kondice: centračně-stabilizační cvičení*. Praha: Arsci, 2014. 356 s. ISBN 978-80-7420-037-3.

TOŠNEROVÁ, V., HVĚZDOVÁ, J., MILÁČEK, Z. Výsledky vyšetření na stabilografické plošině na rehabilitační klinice FN v Hradci Králové. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004. roč. 11. č. 3. s. 118-121. ISSN 1211-2658.

TSATSOULINE, P. *Relax into stretch*. St. Paul: Copyright, 2001, 159 s. ISBN: 0-938045-28-8

TŮMOVÁ, J. Ověření vlivu pohybového programu na zlepšení stability u starších osob pomocí posturografie. *Rehabilitácia*. 2002. roč. 34, č. 4, s 232-240. ISSN 0375-0922.

VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. přeprac. vyd. Praha: Triton. 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VOJTA, V. *Vojtův princip*. Překlad 3. vyd. Praha: Grada. 2010. 180 s. ISBN 978-8-024727-10-3.

WORRELL, T. W., SMITH, T. L., WINEGARDER, J. Effect of Hamstring Stretching on Hamstring Muscle Performance In: *Journal of Ortopedic and Sports Physical Therapy* [online] 1996 [cit. 2016-03-26] Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.1994.20.3.154>

9 PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha č. 1 Souhlas etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 Seznam použitých zkratk

Příloha č. 4 Seznam tabulek

Příloha č. 5 Seznam obrázků

Příloha č. 6 Ukázka záznamu a zpracování dat pomocí NeuroCom Balance Manager software

Příloha č. 1 Souhlas etické komise FTVS UK

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Vliv komplexního strečinku dolní končetiny na celkovou stabilitu

Forma projektu: diplomová práce

Období realizace: prosinec 2015 – únor 2016

Předkladatel: Bc. Ludvík Maier

Hlavní řešitel: Bc. Ludvík Maier

Spoluřešitel(é):

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Lenka Satrapová, PhD.

Název grantu:

Popis projektu: Projekt bude rozdělen na 3 části. V první části bude změněna probandům stabilita pomocí přístroje NeuroCom System. V druhé části budou probandům indikovány cviky na zvýšení mobility kloubů dolních končetin. Třetí část bude závěrečné měření, opět s využitím NeuroCom System. K výzkumu budou vybráni jako probandi chlapci se zhoršenou mobilitou v kloubech dolních končetin ve věkovém rozmezí 14 – 16 let. Výsledkem a cílem projektu je zjistit, zda zvýšení mobility kloubů dolních končetin pomocí strečinku má vliv na celkovou stabilitu.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Jedná se o neinvazivní metody měření, při kterém nebude poškozen kožní kryt ani zdraví pacienta. Vyšetření bude bezpečné a bezbolestné.

Etické aspekty výzkumu: Účastníci projektu DP nebudou plnoletí z důvodu práce se skupinou provozující pravidelně stejnou sportovní činnost a zároveň se skupinou nacházející se ve věkovém období charakteristickým sníženou mobilitou a zhoršenou koordinací. Jejich osobní data budou anonymizována.

Informovaný souhlas: přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzují, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne 22.11.2015

Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

Mgr. Pavel Hráský, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 164/2015

dne: 26.11.2015

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

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

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 Vzor informovaného souhlasu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Já, Bc. Ludvík Maier, student 2. ročníku navazujícího magisterského studia Fyzioterapie UK FTVS, Vás žádám o souhlas k vyšetření a měření Vašich tělesných parametrů v rámci zpracování diplomové práce Vliv komplexního strečinku dolní končetiny na celkovou stabilitu na UK FTVS. Dále Vás žádám o souhlas zpracování výsledků měření a s uveřejněním výsledků v rámci již zmíněné závěrečné práci.

Měření bude rozděleno na klinické vyšetření fyzioterapeutem a měření celkové stability s využitím dynamického posturografu. Cílem práce je zjistit, zda zlepšení mobility dolní končetiny má vliv na celkovou stabilitu. Vyšetření a měření bude probíhat dvakrát, a to před započítím prováděných cviků a po dokončení dvouměsíčního cyklu, aby možno potvrdit případný vliv zlepšení mobility dolních končetin. Cviky budou prováděny dvakrát týdně po dobu 10 minut a pod kontrolou odborného pracovníka.

Při sledování bude nejprve klinické vyšetření fyzioterapeutem, dále se bude jednat o přístrojové vyšetření na NeurorCom System. Všechna zmíněná vyšetření nejsou invazivní a nebude při nich poškozen kožní kryt.

Při vyšetření budou respektovány vaše subjektivní pocity. Osobní data v této studii nebudou uvedena. Za účast nebude udělena odměna. Při zmíněném vyšetření vám nehrozí žádná rizika.

Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že student Bc. Ludvík Maier, mi poskytl poučení, a osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl. Prohlašuji, že jsem shora uvedenému poučení plně porozuměl a výslovně souhlasím s provedením vyšetření. Dále souhlasím s uveřejněním výsledků terapie v rámci diplomové práce.

Byl jsem poučen o právu odmítnutí účasti na výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoliv odvolat bez represí.

Moje účast ve studii je dobrovolná.

Datum:.....

Autor diplomové práce:.....

Podpis autora diplomové práce.....

Jméno a příjmení probanda:.....

Vlastnoruční podpis probanda:.....

Jméno a příjmení zákonného zástupce:.....

Podpis zákonného zástupce:.....

Příloha č. 3 Seznam použitých zkratk

AA – alergologická anamnéza

ADT – Adaptation Test

AS - Area of Support

BS – Base of Support

CDP – Computed Dynamic Posturography

COG – Center of Gravity

COM – Center of Mass

COP – Center of Pressure

CNS – centrální nervová soustava

EMG – elektromyografie

FA – farmakologická anamnéza

FTVS UK – Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy

LOS – Limits of Stability

MCT – Motor Control Test

NASA – National Aeronautics and Space Administration

OA – osobní anamnéza

PIR – postizometrická relaxace

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

SOT – Sensory Organization Test

RWS – Rhythmic Weight Shift

SA – sociální anamnéza

SpA – sportovní anamnéza

US – Unilateral Stance

WBS – Weigh Bearing Squat

Příloha č. 4 Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 1 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 2 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 1 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 3 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 1

Tabulka č. 4 Vyšetření reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 1

Tabulka č. 5 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 1

Tabulka č. 6 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 1

Tabulka č. 7 Vyšetření pohybu „COG“ při stožení na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 1

Tabulka č. 8 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LB“) u probanda č. 1

Tabulka č. 9 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 1

Tabulka č. 10 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 2 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 11 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 2 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 12 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 2.

Tabulka č. 13 Vyšetření reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 2

Tabulka č. 14 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 2

Tabulka č. 15 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 2

Tabulka č. 16 Vyšetření pohybu „COG“ při stoji na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 2

Tabulka č. 17 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LB“) u probanda č. 2

Tabulka č. 18 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 2

Tabulka č. 19 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 3 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 20 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 3 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 21 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 3

Tabulka č. 22 Vyšetření reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 3

Tabulka č. 23 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 3

Tabulka č. 24 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 3

Tabulka č. 25 Vyšetření pohybu „COG“ při stoji na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 3

Tabulka č. 26 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LB“) u probanda č. 3

Tabulka č. 27 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 3

Tabulka č. 28 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 4 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 29 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 4 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 30 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 4

Tabulka č. 31 Vyšetření reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 4

Tabulka č. 32 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 4

Tabulka č. 33 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 4

Tabulka č. 34 Vyšetření pohybu „COG“ při stoji na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 4

Tabulka č. 35 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LB“) u probanda č. 4

Tabulka č. 36 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 4

Tabulka č. 37 Vyšetření aktivních rozsahů pohybu probanda č. 5 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 38 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy u probanda č. 5 (měřeno v listopadu 2015 a v lednu 2016)

Tabulka č. 39 Vyšetření pohybu „COG“ (Center Of Gravity) vyjádřeno v procentech, kdy 100% je ideální rovnovážný stav bez pohybu jakéhokoliv posunu těžiště u probanda č. 5

Tabulka č. 40 Vyšetření reakční doby svalů a rozložení sil při posunu dynamometrické desky u probanda č. 5

Tabulka č. 41 Vyšetření doby potřebné k obnovení posturální stability při rotaci dynamometrické desky u probanda č. 5

Tabulka č. 42 Vyšetření rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou při postupném provádění dřepu u probanda č. 5

Tabulka č. 43 Vyšetření pohybu „COG“ při stožení na jedné noze se zrakovou kontrolou a bez zrakové kontroly u probanda č. 5

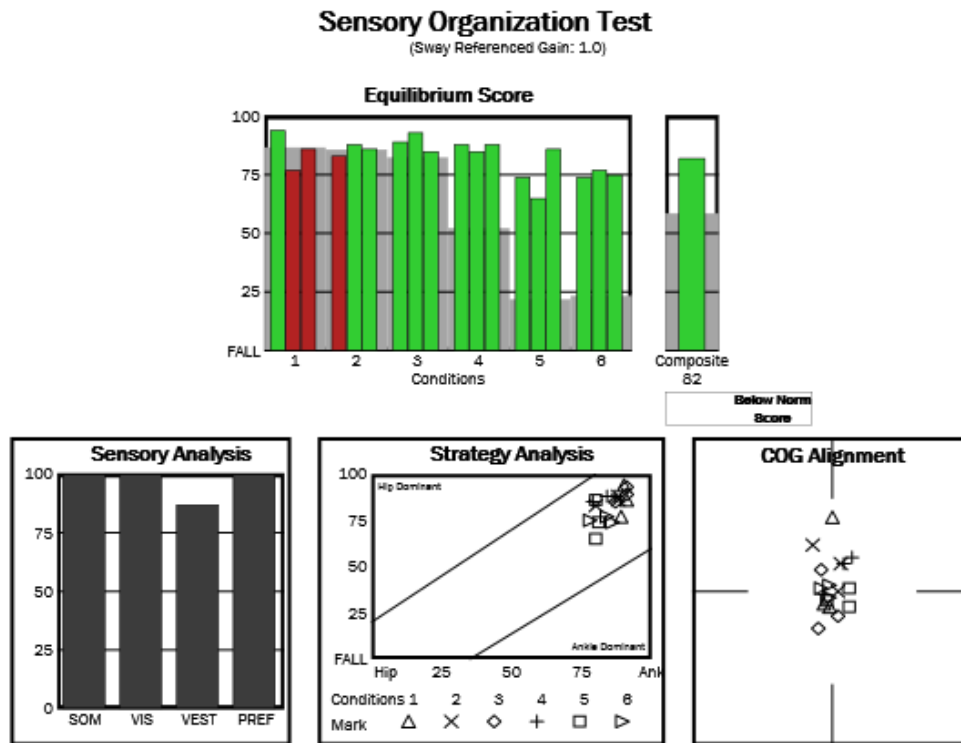
Tabulka č. 44 Vyšetření kontroly „COG“ při pohybech dopředu („F“), šikmo vpravo dopředu („RF“), doprava („R“), šikmo vpravo dozadu („RB“), dozadu („B“), šikmo vlevo dozadu („LB“), doleva („L“), šikmo vlevo dopředu („LB“) u probanda č. 5

Tabulka č. 45 Vyšetření schopnosti rytmického přenášení „COG“ v předozadním a pravolevém směru u probanda č. 5

Příloha č. 5 Seznam obrázků

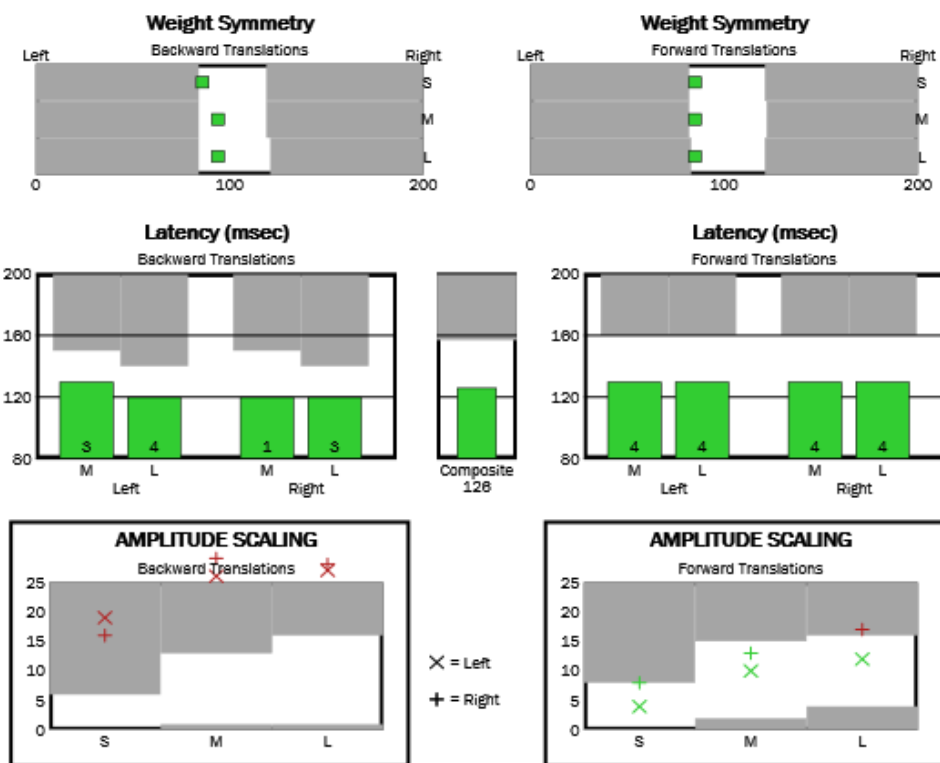
Obrázek č. 1 SMART EquiTest Systém

Příloha č. 6 Ukázka záznamu a zpracování dat pomocí NeuroCom Balance Manager software



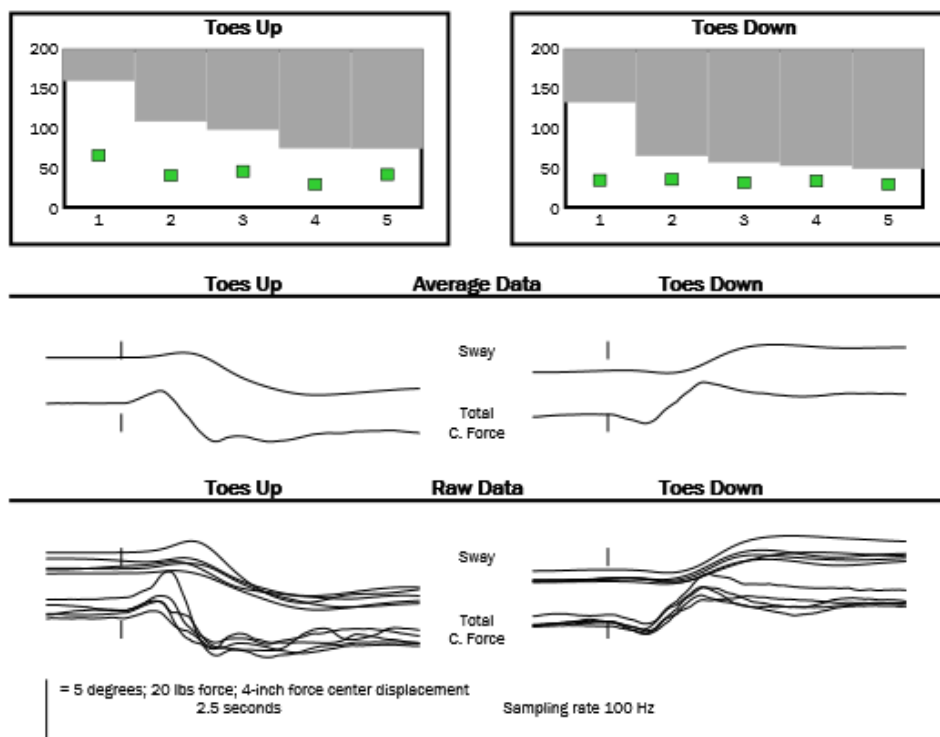
Grafické znázornění výsledků Sensory Organization Test u probanda č. 1

Motor Control Test



Grafické znázornění výsledků Motor Control Test u probanda č. 1

Adaptation Test

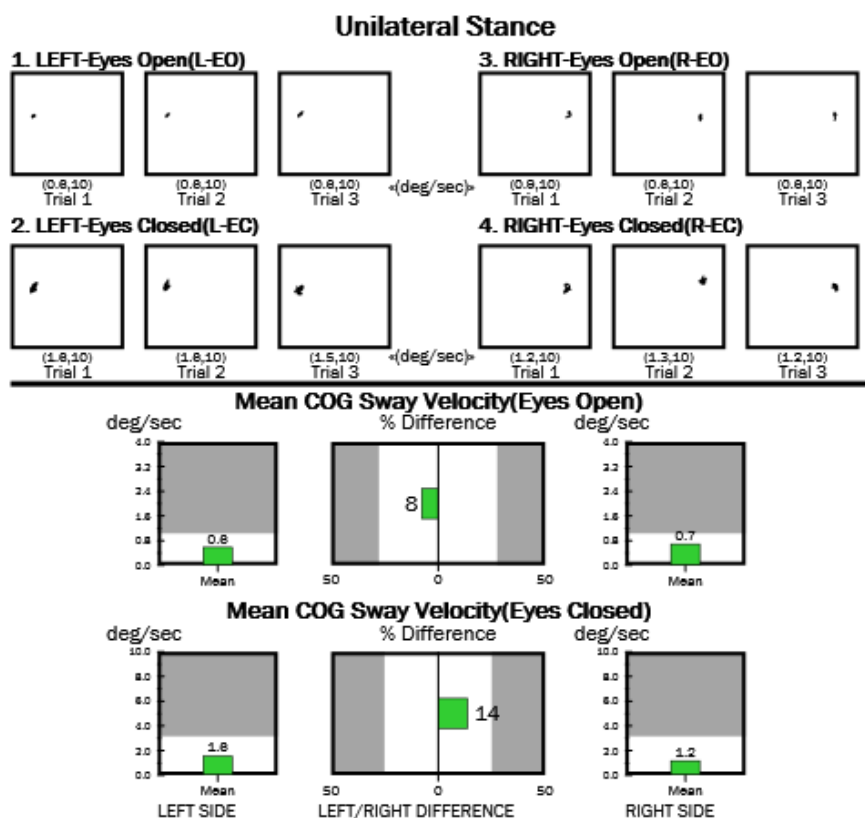


Grafické znázornění výsledků Motor Control Test u probanda č. 1

Weight Bearing/Squat

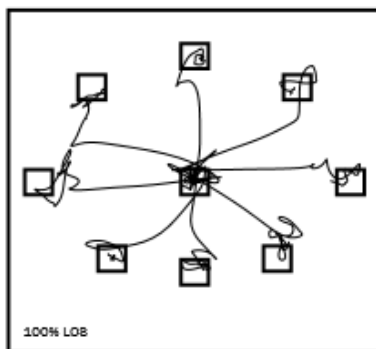


Grafické znázornění výsledků Weight Bearing Squat u probanda č. 1

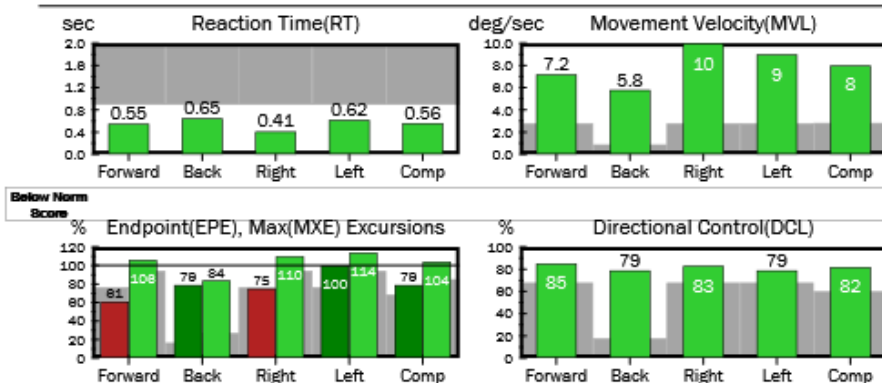


Grafické znázornění výsledků Unilateral Stance u probanda č. 1

Limits Of Stability

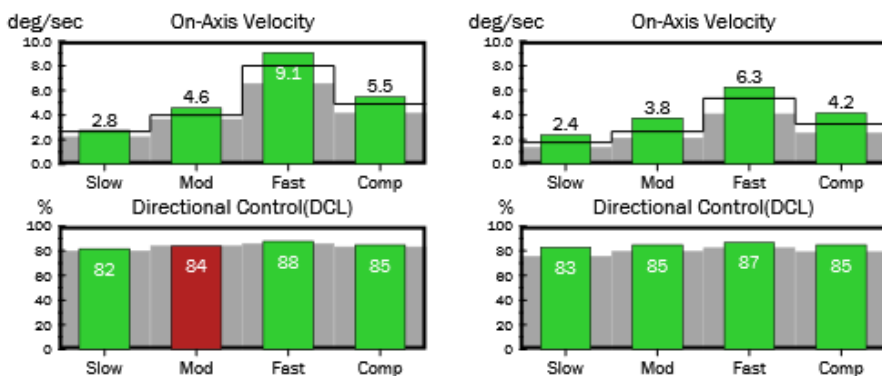
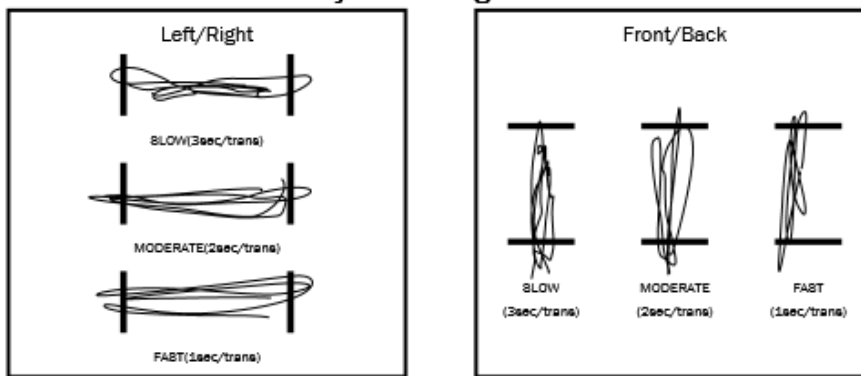


Transition	RT (sec)	MVL (deg/sec)	EPE (%)	MXE (%)	DCL (%)
1 (F)	0.65	6.0	80	105	92
2 (RF)	0.28	8.8	27	119	86
3 (R)	0.43	10.0	77	107	88
4 (RB)	0.50	10.5	101	106	69
5 (B)	0.66	5.1	87	98	82
6 (LB)	0.79	7.7	107	107	83
7 (L)	0.52	9.0	80	102	80
8 (LF)	0.64	7.5	86	99	71



Grafické znázornění výsledků Limits Of Stability u probanda č. 1

Rhythmic Weight Shift



Grafické znázornění výsledků Rhythmic Weight Shift u probanda č. 1