

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Kateřina Červená

Rozdíly v účinku statického strečinku a PNF techniky kontrakce-relaxace na posturální stabilitu

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph. D.

Olomouc 2017

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne

.....

podpis

Ráda bych poděkovala Mgr. et Mgr. Petře Bastlové, Ph.D., za odborné vedení a cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Dále chci poděkovat Mgr. Dagmar Tečové za přínosné rady při statistickém zpracování dat. Můj dík rovněž patří kineziologické laboratoři FNOL za poskytnutí prostor k realizaci měření a rovněž všem probandům, kteří se měření zúčastnili.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Rozdíly v účinku statického strečinku a PNF techniky kontrakce-relaxace na posturální stabilitu

Název práce v AJ: Differences in the effect of static stretching and PNF technique contract-relax onto postural stability

Datum zadání: 2016-2-16

Datum odevzdání: 2017-6-30

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci,
Fakulta zdravotnických věd
Obor fyzioterapie

Autor práce: Bc. Kateřina Červená

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Věra Jančíková

Abstrakt v ČJ:

Práce se zabývá porovnáním účinků statického strečinku a PNF techniky kontrakce-relaxace na posturální stabilitu. Hodnotila se efektivita reakcí na nečekaný podnět, schopnost volní kontroly pohybu těžiště a kontrola během funkčních pohybů v prostoru. Do studie bylo zahrnuto 40 probandů, kteří byli randomizovaně rozděleni do dvou skupin po dvaceti – první skupina pro PNF strečink a druhá skupina pro statický strečink. Před a po aplikaci strečinku byly změřeny parametry jednotlivých balančních reakcí testováním na posturografu firmy NeuroCom®. Pořadí testů (Motor Control Test, Adaptation Test, Limits of Stability, Forward Lunge) bylo voleno náhodně. Pro PNF strečink byla zvolena 1. diagonála extenčního vzoru na dolní končetině, technika kontrakce-relaxace-kontrakce antagonisty. Pro statický strečink byla dosažena stejná pozice jako u PNF strečinku, která byla pasivně držena terapeutem. Výsledkem práce je statisticky významné zlepšení vybraných parametrů posturální stability

u obou skupin. Zároveň byly u některých parametrů zjištěny statisticky významné rozdíly mezi skupinami. Celkově však nebyl potvrzen jednoznačný rozdíl mezi skupinami. Výsledky měření byly porovnány s publikovanými studiemi.

Abstrakt v AJ:

This Master's Thesis is concerned with comparison of effects of static stretching and contract-relax form of PNF stretching onto a postural stability. The main rated values of the paper are efficiency of reactions on unexpected stimulus, ability to freely control a movement of the centre of gravity and motion control during functional movements in space. The study itself involved 40 volunteers who were divided in two groups (each of 20 persons) on a random basis - the first group for PNF stretching and second group for static stretching. Parameters of individual balance reactions were measured prior and after the stretching by testing on computerized dynamic posturography of NeuroCom® company and the sequence of tests (Motor Control Test, Adaptation Test, Limits of Stability, Forward Lunge) was chosen randomly. The first diagonal extension pattern on the lower limb was chosen for the PNF stretching, technique of contract-relax-contract of antagonists. The same position, which was passively held by therapist, was reached for static stretching as for the PNF stretching. The result of the paper was statistically significant improvement of the selected parameters of postural stability for both observed groups. However, statistically important differences between both groups were observed at the same time as regards certain parameters. In general, an unambiguous difference between both groups was not confirmed. However, results of the paper were also compared with the published studies.

Klíčová slova v ČJ: PNF strečink, statický strečink, posturální stabilita, počítačová dynamická posturografie

Klíčová slova v AJ: PNF stretching, static stretching, postural stability, computerized dynamic posturography

Rozsah: 91 stran, 9 příloh

OBSAH

1	PŘEHLED POZNATKŮ	10
1.1	Vymezení základních pojmů	10
1.2	Posturální kontrola	11
1.3	Posturální stabilita	12
1.3.1	Principy řízení posturální stability	12
1.3.2	Mechanismy zajištění posturální stability	13
1.3.3	Motorická kontrola klidného stoje	14
1.3.4	Dynamická posturální stabilita	15
1.4	Dynamická posturografie.....	15
1.4.1	Motor control test (MCT).....	16
1.4.2	Adaptation test (AT)	16
1.4.3	Limits of stability (LOS, česky hranice stability)	17
1.4.4	Forward Lunge (FL, česky výpad vpřed)	17
1.5	Strečink.....	18
1.5.1	Biologické základy strečinku	19
1.5.2	Typy strečinku.....	20
1.5.3	Statický strečink	21
1.6	Proprioreceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)	22
1.6.1	Neurofyziologické principy PNF	22
1.6.2	PNF strečink.....	23
1.6.3	Strečinkové techniky v konceptu PNF.....	23
1.6.4	Technika kontrakce – relaxace	24
1.6.5	Technika výdrž – relaxace.....	24
2	CÍL A HYPOTÉZY	25
2.1	Cíl práce	25
2.2	Výzkumné otázky a hypotézy.....	25
2.2.1	Výzkumná otázka č. 1.....	25
2.2.2	Výzkumná otázka č. 2.....	25
2.2.3	Výzkumná otázka č. 3.....	26
2.2.4	Výzkumná otázka č. 4.....	26
2.2.5	Výzkumná otázka č. 5.....	27

3	METODIKA EXPERIMENTU	28
3.1	Charakteristika testovaného souboru.....	28
3.2	Postup měření.....	28
3.2.1	Popis provedení PNF strečinku	29
3.2.2	Popis provedení statického strečinku.....	29
3.2.3	Přístrojové vyšetření posturální stability	29
3.3	Standardizace měření.....	31
3.4	Zpracování dat posturografu.....	31
3.5	Statistické zpracování dat	31
4	VÝSLEDKY A STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	33
4.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	33
4.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2.....	36
4.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3.....	39
4.4	Výsledky k výzkumné otázce č. 4.....	43
4.5	Výsledky k výzkumné otázce č. 5.....	47
5	DISKUZE	54
5.1	Diskuze k metodice ve vztahu k výsledkům práce	55
5.1.1	Diskuze k výběru typu strečinku	55
5.1.2	Diskuze k intenzitě kontrakce během PNF strečinku.....	58
5.1.3	Diskuze k účinku strečinku na posturální stabilitu.....	59
5.1.4	Diskuze k délce statického strečinku	61
5.1.5	Diskuze k délce PNF strečinku.....	63
5.1.6	Diskuze k účinku strečinku na výkonost	64
5.2	Limity práce	66
	ZÁVĚR.....	67
	VÝSTUPY PRO KLINICKOU PRAXI.....	68
	REFERENČNÍ SEZNAM	69
	SEZNAM ZKRATEK.....	79
	SEZNAM TABULEK	80
	SEZNAM OBRÁZKŮ	82

SEZNAM PŘÍLOH.....	85
PŘÍLOHY	86

ÚVOD

Formulace zkoumaného problému diplomové práce:

Porovnání efektu na statickou a dynamickou posturální stabilitu dvou strečinkových metod – statického strečinku a techniky kontrakce-relaxace Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (dále jen PNF) dorzální skupiny svalů dolních končetin.

Cíle diplomové práce:

CÍL 1: Předložit poznatky o mechanismech kontroly posturální stability, principech statického a PNF strečinku.

CÍL 2: Porovnat efekt PNF strečinku a statického strečinku na posturografické testy.

CÍL 3: Výsledky měření porovnat s výsledky odborných studií.

Rešeršní strategie:

Klíčová slova použitá při vyhledávání v databázích nebo pomocí vyhledávače:

Použitá klíčová slova – PNF stretching, static stretching, postural stability, computerized dynamic posturography – byla vyhledávána v různých kombinacích a výsledkem je 448 vyhledaných článků v databázi PubMed, 1420 článků v databázi ScienceDirect a 16190 článků v databázi GOOGLE Scholar. Pro zpracování diplomové práce bylo použito celkem 42 odborných článků, z toho 2 v českém jazyce a ostatní v anglickém jazyce. Vyhledávání probíhalo od 31. 12. 2015 do 25. 6. 2017. Stáří odborných článků ve většině případů nepřekročilo 10 let. Kromě odborných článků byly pro zpracování diplomové práce využity informace z odborných knih a monografií zabývajících se danou problematikou.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Vymezení základních pojmů

Posturu popisuje Kolář jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, resp. schopnosti kvalitního nastavení polohy v kloubech a jejich zpevnění prostřednictvím koordinované svalové aktivity (Kolář, 2012, s 36, 38).

Véle mluví o postuře jako o klidové poloze těla, která se vyznačuje určitou konfigurací pohybových segmentů. Jedná se o dynamický proces, přestože probíhá zdánlivě v klidu (Véle, 2006, s 97). Postura pohyb předchází a posturální systém se posturu snaží udržet tak, že brání její změně aktivací tonických svalů (Véle, 1995, s. 72).

Termín **stabilita** označuje míru úsilí potřebného k porušení rovnováhy ležícího tělesa v gravitačním poli. Mezi fyzikální faktory ovlivňující stabilitu patří: oporná plocha, hmotnost a poloha těžiště, charakter kontaktu těla s povrchem, postavení a vlastnosti hybných segmentů. Mezi faktory neurofyzilogické patří: psychické procesy a vlivy vnitřního prostředí, procesy nastavující excitabilitu, procesy spouštějící pohybové programy a procesy zpětnovazebné (Véle, 1995, s. 76).

Posturální reaktivita je reakce, jejímž účelem je zpevnění jednotlivých kloubních segmentů, aby bylo dosaženo co nejstabilnějšího punctum fixum a aby pohybové segmenty odolávaly účinkům zevních sil (Kolář, 2012, s. 40).

Atituda znamená styčný bod, z kterého je možné provést plánovaný pohyb (Vařeka, 2002a, s. 116).

Oporná plocha (Area of Support, AS) je část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem, resp. je pouze tou částí plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze. **Oporná báze** (Base of Support, BS) je útvar opsaný krajními hranami opěrné plochy. Rovnováha se zvětšuje se zvětšením opěrné báze (Janura, 2007, ss. 84-85; Vařeka, 2002a, s. 116-117).

Za **limity stability** jsou považovány hranice, v kterých dokážeme udržet stabilitu bez změny opěrné báze. Nejsou to však pevné hranice. Mění se v závislosti na úkolu a jsou charakteristické pro každou osobu, a to v oblasti síly, rozsahu pohybu, charakteristice COM či v závislosti na prostředí (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 166).

Balance (rovnováha) zajišťuje posturální stabilitu pomocí statických a dynamických strategií. Při statické rovnováze se těžiště těla nachází nad opěrnou bází. U dynamické rovnováhy svislá těžnice neprochází opornou bází a rovnováhu zajišťujeme působením soustavy vnitřních a vnějších sil (Janura, 2007, ss. 84-85).

COM (Center of Mass) těla je skutečným umístěním těžiště v prostoru a je váženým průměrem COM každého segmentu. Vertikální projekce COM do roviny oporné báze se nazývá **COG (Center of Gravity)** (Winter, 2009, p. 127; Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 162).

COP (Center of Pressure) je středem rozložení celkové síly působící na nosné ploše. COP se pohybuje plynule kolem COM, aby udrželo COM na nosné základně. Stabilita je reprezentována jako skalární vzdálenost mezi COM a COP v daném časovém okamžiku (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 162).

Tíhová síla pacienta je primární akční síla působící v případě posturografie na tenzometrickou plošinu. Tenzometrická plošina měří **reakční sílu**, která reaguje na tíhovou sílu pacienta na základě zákona akce a reakce (Kolář, 2012, s. 198).

1.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola zahrnuje ovládání polohy v prostoru za účelem stability a orientace. Každý úkol zahrnuje složku orientace a stability. Posturální orientace je definována jako schopnost zachovat vztah mezi tělními segmenty a mezi tělem a prostředím pro úkol. Nejčastěji udržujeme vertikální orientaci těla. Při utváření vertikální orientace využíváme více smyslových systémů – vestibulární, somatosenzorický a zrakový (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 162).

Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu napřimění těla a svalového tonu s ohledem na gravitaci, opěrnou plochu, vizuální prostředí a vnitřní prostředí (Horak, 2006, p. 7).

Celková úroveň posturální aktivity je dána mírou excitability posturálního systému a je závislá na stupni lability dané plochy. Nejvyšší aktivitu provází vzpřímený stoj, menší poloha vsedě a nejmenší poloha vleže (Véle, 1995, s. 72).

Posturální kontrola pro stabilitu a orientaci vyžaduje komplexní interakci složek **pohybového systému**, jako jsou rozsah pohybu kloubů, axiální pružnost, vlastnosti svalů či biomechanické vztahy mezi tělními segmenty. Pro posturální kontrolu jsou dále nezbytné

neurální komponenty, kam patří: a) motorické procesy zahrnující organizaci svalů do nervosvalových synergií; b) smyslové nebo percepční procesy spočívajících v organizaci a integraci vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému; c) „high-level“ procesy, které jsou důležité pro mapování citu pro pohyb a zajištění anticipačních a adaptivních aspektů posturální kontroly. Adaptivní posturální kontrola zahrnuje modifikaci smyslového a motorického systému v reakci na měnící se podmínky a změny prostředí. Anticipační aspekty posturální kontroly předurčují (přednastavují) smyslové a motorické systémy pro posturální nároky, které vycházejí z předchozích zkušeností a učení. Další kognitivní aspekty, které ovlivňují posturální kontrolu, jsou pozornost, motivace a úmysl (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 164-166).

1.3 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost udržet vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo nezřízenému pádu. Vzpřímený postoj je dán vzájemným vztahem tělních segmentů a vertikální orientace těla v gravitačním poli. Systém vzpřímeného držení má tři základní složky – sensorickou, řídicí a výkonnou. Složka sensorická představuje propiocepci, exterocepci, zrak a vestibulární systém. Řídicí funkci zajišťuje CNS. Výkonnou složkou je pohybový systém, především kosterní svalstvo (Janura, 2007, s. 86).

Během vzpřímeného stoje je posturálně-kontrolní systém citlivý na změny v sensorické informaci, poloze chodidla a kognitivní zátěži. Proto zmenšením opěrné báze a zbavením sensorické kontroly vyvoláme obecně větší a/nebo rychlejší oscilace. Posturální stabilita je obvykle kvantifikována monitorováním trajektorií COP (Albertsen, 2017, p. 27).

Posturální stabilita zahrnuje souhru senzomotorických strategií, které stabilizují těžiště jak během vlastní iniciativy tak při externě vyvolaném narušení posturální stability (Horak, 2006, p. 8). Na náhlou změnu okolního prostředí posturální systém reaguje bezprostředně, při přípravě a anticipaci pohybu reaguje uváženě (Véle, 1995, s. 72).

1.3.1 Principy řízení posturální stability

Posturální stabilitu zajišťují strategie statická a dynamická. Statickou strategii reprezentují např. rovnovážné (balanční) reakce, které se snaží udržet posturální stabilitu

v rámci nezměněné plochy kontaktu. Dynamickou strategii zvolí řídicí systém v případě, že je v labilních polohách hranice bezpečného překročení COP v oporné bázi překročena. Pokud ani dynamická stabilizace nezajistí posturální stabilitu, systém přechází na program „preventivního“ řízeného pádu (Vařeka, 2002b, s. 123).

Udržení posturální stability zahrnuje několik fází. V první fázi detekujeme konkrétní situaci prostřednictvím sensorického systému. Ve druhé fázi vyhodnocujeme danou situaci a zvolíme odpovídající program prostřednictvím CNS. Ve třetí fázi aktivujeme příslušné svalové skupiny. Při přechodu mezi fázemi dochází vždy ke zpoždění, které se odvíjí od strukturálního a funkčního stavu systému (Vařeka, 2002b, s. 123).

1.3.2 Mechanismy zajištění posturální stability

Strategie je plán pro akci, přístup, který organizuje jednotlivé prvky v systému do kolektivní struktury (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 167).

Pohybové strategie

Statické strategie využívají převážně „hlezenní“ a „kyčelní“ mechanismus (viz obr. 1). Dynamická strategie využívá mechanismu úkroku či uchopení pevné opory a tím se zvětší BS (Base of Support) (Vařeka, 2002b, s. 123-124).

Hlezenní strategie, při které se tělo pohybuje v oblasti kotníku jako pružné obrácené kyvadlo, je vhodná pro udržení rovnováhy při malých výchylkách, když stojíme na pevném povrchu, a to převážně v předozadním směru (Horak, 2006, p. 9).

Kyčelní strategie, při které tělo vykonává výchylky v laterolaterálním směru k rychlému posunu těžiště těla, se používá, pokud člověk stojí na úzkém nebo pružném povrchu, který neumožňuje dostatečný kotníkový moment nebo pokud je nutné těžiště rychle posunout (Horak, 2006, p. 9).

Stepping strategie se využívá, pokud hlezenní ani kyčelní strategie nepostačí k udržení rovnováhy. Dosahem či krokem dojde k přeskupení oporné báze pod COM (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 173-174).



Obrázek 1: A – kotníková strategie, B – kyčelní strategie, C – stepping strategie (Horak, 2006, p. 9)

Senzorické strategie

Senzorické informace ze somatosenzorického, zrakového a vestibulárního systému musí být začleněny do složitého senzorického okolí (prostředí). V dobře osvětleném prostředí s pevnou opornou bází se zdravé osoby spoléhají na somatosenzorické (70%), zrakové (10%) a vestibulární (20%) informace (Horak, 2006, p. 9).

Nicméně pokud osoby stojí na nestabilním povrchu, zvyšují senzorické nároky na vestibulární a zrakovou informaci, jelikož snižují svou závislost na povrchové somatosenzorické vstupy pro posturální nastavení (Horak, 2006, p. 9).

1.3.3 Motorická kontrola klidného stoje

Klidný stoj je charakterizován malým množstvím posturálních výkyvů. Řada faktorů přispívá ke stabilitě v dané situaci. Napřímení těla může minimalizovat vliv gravitační síly, která má tendenci nás vychylovat mimo osu. Svalový tonus udržuje tělo před zhroucením v reakci na gravitaci (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, 167).

Podkladem svalového tonu při klidném stoji jsou: (a) vnitřní tuhost samotných svalů, (b) podíl neurálního řízení, (c) vliv antigravitační aktivace (posturální tonus) (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, 167).

Ve vzpřímeném držení převažuje extenze nad flexí, proto převažuje aktivita svalů extendující páteř, kyčelní a kolenní kloub. Posturální funkce zajišťující vzpřímené držení probíhá subkortikálně a vnímáme ji jen jako pocit posturální jistoty (Véle, 1995, s. 73).

1.3.4 Dynamická posturální stabilita

Dynamická posturální stabilita může být definována jako schopnost jedince udržet rovnováhu při přechodu z dynamického stavu do statického. Jak statická tak dynamická posturální stabilita jsou výsledkem složité koordinace centrálního zpracování ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického centra stejně jako výsledné eferentní odpovědi (Wikstrom, 2005, p. 305).

Posturální stabilita je často hodnocena v klidném stoji a tudíž nemusí vyvolat nedostatky posturální stability vzhledem k relativně jednoduchému testování. Tudíž byla vyvinuta dynamická a klinická měření za účelem překonání nedostatků statických měření. Reimann et al. subjektivně hodnotili několik single-hop testů, ty však nemají objektivní měřítko. Přesto se jedná o testy, které jsou náročné a nejvíce napodobují sportovní výkon (Wikstrom, 2005, p. 305).

1.4 Dynamická posturografie

Dynamická posturografie (DP) poskytuje objektivní zhodnocení kontroly stability. Testování se uskutečňuje za dynamických podmínek, které jsou navrženy tak, aby simulovaly problémy (výzvy) každodenního života. Jedná se o kvantitativní metodu, která vyhodnocuje, jak rovnovážný systém využívá jednotlivé senzorní a motorické složky rovnováhy stojícího člověka (Lui, 2013, pp. 635-636).

Jednotlivé situace testované na posturografu jsou koncipovány tak, aby izolovaly hlavní senzorní, pohybové a biomechanické komponenty, které se účastní na bilanci a analyzovaly, jak účinně je pacient schopen využít jednotlivé komponenty k zachování balance (Kolářová, 2014, s. 12).

Za předem standardizovaných podmínek se prostřednictvím dat ze silové plošiny posturografu hodnotí amplituda, rychlost, směr či trajektorie vychýlení COP a velikost silových impulzů v průběhu automatických i volných reakcí. Výsledné parametry z jednotlivých testovaných úkonů jsou ve většině případů vyjádřeny relativně vzhledem k výšce, hmotnosti a věku pacienta, a data jsou dále srovnávána s normativními hodnotami zdravých jedinců dané věkové kategorie (Kolářová, 2014, s. 12).

1.4.1 Motor control test (MCT)

Cílem tohoto testu je vyhodnotit efektivitu automatických posturálních reakcí na translaci plošiny v horizontálním směru. Mění se směr (dopředu a dozadu) a rychlost translace: od nízké (prahový stimul), přes střední, po vysokou (maximální odpověď). Každá rychlost je testována v sérii po třech opakováních. Míra velikosti translace je normovaná k tělesné výšce pacienta (Kolářová, 2014, s. 16).

Testem MCT se testují tři parametry – *Weight Symmetry* – hodnotí průměrné rozložení hmotnosti v průběhu translace v procentech. Průměr se tvoří ze třech opakování pro každou rychlost. Pokud jsou obě dolní končetiny zatíženy stejně, pak výsledek je 100. V případě, že je více zatížena levá dolní končetina, bude výsledek nižší než 100, naopak při vyšším zatížení pravé dolní končetiny bude výsledek vyšší než 100. Druhým parametrem – *Latency* – hodnotí efektivitu reakce na zevní podnět. Výsledná hodnota je vyjádřena jako čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí vyšetřovaného. Třetím parametrem – *Amplitude Scaling* – měří amplitudu výchylek aktivní silové odpovědi (°/s) na translaci podložky, a to pro každou dolní končetinu zvlášť. *Strenght Symmetry* – vyjadřuje průměrnou silovou odpověď během translací podložky. Průměr se tvoří ze třech opakování. Výsledek 100 znamená, že silová odpověď je pro obě dolní končetiny stejná. Hodnota vyšší než 100 znamená, že silová odpověď je větší pro pravou dolní končetinu a pokud je hodnota nižší než 100, tak je větší silová odpověď pro levou dolní končetinu (Kolářová, 2014, s. 16,17).

1.4.2 Adaptation test (AT)

Tento test má za cíl vyhodnotit adaptaci motorické odpovědi a minimalizovat tělesné vychylování při neočekávaném podnětu – rotační pohyb plošiny kolem osy ve frontální rovině. Testovány jsou reakce na pět opětovných rotačních pohybů plošiny v náhodných časových intervalech. Testovány jsou dva směry rotace – posteriorně („toes up“) a anteriorně (toew down) (Kolářová, 2014, s. 17).

Tenzometrická plošina snímá reakční sílu generovanou pacientem k minimalizaci tenzometrických výchylek. Očekává se, že s rostoucím počtem testovaných případů se zvyšuje efektivita reakce, a tudíž se postupně snižuje generovaná síla (Kolářová, 2014, s. 18).

1.4.3 Limits of stability (LOS, česky hranice stability)

Při provádění testu LOS měřící plošina hodnotí posturální stabilitu tím, že kvantifikuje parametry hranice stability. Test hodnotí schopnosti vyšetřovaného aktivně měnit polohu COG předem vymezeným směrem (8 směrů) inklinací těla a udržet dosažené maximum, aniž by se změnila opěrná báze, došlo ke ztrátě rovnováhy či úkroku. Body, ke kterým se probandi přibližují, jsou umístěny zhruba ve třech čtvrtinách jejich hypotetické hranice stability. Pohyb COG je průběžně monitorován a vyšetřovaný jej sleduje na obrazovce před sebou. Na základě vizuálního feedbacku proband může korigovat požadovaný směr COG dle svých možností. Výchozí poloha COG se nachází vždy ve středovém poli a během testu je posuzováno osm směrů – dopředu (1), dopředu doprava (2), doprava (3), dozadu doprava (4), dozadu (5), dozadu doleva (6), doleva (7), dopředu doleva (8) (Goh, 2013, p. 1307; Kolářová, 2014, s. 20).

Testováno je šest parametrů – *Reaction Time* (RT) – reakční čas [s], vyjadřuje jak rychle je schopen pacient zareagovat na zvukový signál zahajující testování. Další parametr – *Movement Velocity* (MVL) – průměrná rychlost [°/s] při docílení vyznačeného bodu. Třetí testovaný parametr – *Endpoint Excursion* (EPE) – znázorňující bod, ke kterému se vychýlí těžiště při prvním pokusu o dosažení limitu stability bez zaváhání [%]. Čtvrtý testovaný parametr – *Direction Control* (DCL) – kontrola směru pohybu [%]. Výsledná hodnota znázorňuje procentuálně vyjádřenou vzdálenost od přímého směru. 100 % je přímý směr, hodnoty pod 100 % vyjadřují odchylky od přímého směru pohybu. Další parametr – *Maximum Excursion* (MXE) – bod maximálního vychýlení COG ve vymezeném směru (limity stability) (Kolářová, 2014, s. 20).

1.4.4 Forward Lunge (FL, česky výpad vpřed)

Test FL kvantifikuje pohybové vlastnosti výpadů nebo kroků vpřed s dopadem na jednu dolní končetinu a následným odrazem téže končetiny zpět do stoje. Síla impulzu je definována jako celková práce končetiny konající výpad během doskoku a odtlačení končetiny (Kobešová, 2012, p. 5). K provedení testu je nutná adekvátní síla, rozsah pohybu, balance a koordinace (Kolářová, 2014, s. 26).

Testovány jsou čtyři parametry – *Distance* – průměrná délka výpadu vzhledem k tělesné výšce [%]. Další test – *Impact Index* – vyjadřuje průměrnou sílu produkující dolní končetinou v momentě došlapu na plošinu vzhledem k tělesné hmotnosti [%]. Třetí test –

Contact Time – označuje průměrnou dobu potřebnou k odrazu výpadovou dolní končetinou zpět do výchozí pozice. Jedná se o dobu kontaktu výpadové dolní končetiny s podložkou [s]. Další test – *Force Impulse* – vyjadřuje průměrnou sílu výpadové dolní končetiny produkovanou v okamžiku odrazu od podložky zpět do výchozí pozice. Jedná se o poměr procentuálního vyjádření síly vzhledem k tělesné výšce pacienta a času [%/s] (Kolářová, 2014, s. 26, 27).

1.5 Strečink

Současné možnosti provádění strečinku navazují na dávnou zkušenost hathajógy a dalších metodik Staré Číny, Japonska a Indie (Měkota, 2005, s. 105).

Flexibilita je schopnost pohybovat a ohýbat klouby v jejich plném rozsahu. Vhodná míra flexibility vede ke snížení rizika zranění a zvyšuje výkon snížením odporu tkáňových struktur obklopující kloub. Pokles odporu dovolí svalu pracovat efektivněji snížením energie potřebné ke kontrakci svalu. Kromě toho strečink zlepšuje svalovou koordinaci zvýšením rychlosti nervového impulsu, který svalu umožňuje lépe koordinovat nábor určitých svalových vláken, kterým se dříve kontrahovat nepodařilo (Wicke, 2014, p. 1).

Flexibilita zajišťuje lehkost a plynulost pohybů jednotlivých částí těla při každodenních činnostech (Nelson, 2014, s. 6).

Zlepšení ve výkonu bylo připisováno zvýšené schopnosti protažení při sportu, stejně tak jako sníženému odporu více spolupracujícího nebo méně ztuhlého svalu vůči zamýšlenému pohybu. Mnoho autorů však dospěla k závěru, že strečink nemá vliv na prevenci zranění. Další studie ukazují, že ti nejvíce flexibilní jedinci mají větší pravděpodobnost, že utrpí zranění, než jedinci s mírnou flexibilitou (Behm, 2010, p. 2633-2634). Řada studií také naznačuje, že intenzivní a dlouhotrvající strečink snižuje výkon poklesem produkované síly a energie. Snížení síly bylo přičítáno neuromuskulárním poruchám v muskulotendinózní jednotce, jež vedlo k poklesu muskulotendinózní tuhosti a vyskytlo se u různých druhů strečinku. Muskulotendinózní tuhost odkazuje na relativní odolnost svalů a měkkých tkání na protažení. Je známo, že ovlivňuje účinnost vnitřních sil generovaných svaly tím, že poskytuje účinnější prostředky přenosu síly (Ryan, 2010, p. 7).

Změny v muskulotendinózní jednotce mohou ovlivnit i další struktury uvnitř svalu, především proprioreceptory (svalové vřeténko, GTO), a to zvýšením laxity a redukcí

produkce síly, z čehož následně vyplývají negativní účinky na provedení úkonů vyžadující propriocepci (Ryan, 2010, p. 7).

1.5.1 Biologické základy strečinku

Sarkomera je základní funkční kontraktlní jednotkou svalu. Skládá se z aktinových a myozinových filament. Další, pro strečink důležitou molekulou je titin. Protážení svalu se nejdříve odehrává na úrovni aktinu a myozinu tak, že se uvolňuje jejich vazba. Při dalším protahování svalu připadá stále větší podíl posunu tyčinek na tyčinky titinu. Z toho vyplývá, že za protážení sarkomer je primárně odpovědný titin a chrání tak sval před nadměrným protážením (Alter, 1998, s. 13; Kittnar, 2011, s. 96).

Sarkomera je schopna prodloužit svou délku až o 50%. Proto kontraktlní část svalu nepředstavuje faktor, který by omezoval pohyblivost relaxovaného svalu. Hlavní strukturou bránící pohyblivosti svalu je vazivová tkáň, která obaluje sval na všech úrovních jeho vnitřního uspořádání (endomysium, perimysium, epimysium). Takže při protahování svalu dochází k napínání vazivové tkáně (Alter, 1998, s. 13-16).

Délka sarkomery je řízena proprioceptory, které zprostředkovávají „vnímání“ protážení svalu. Jedná se o svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska. Svalová vřeténka jsou uspořádána paralelně se svalovými vlákny, jsou zásobena nervovým zakončením a jsou opouzdřena vazivem. SV mají dva typy nervových zakončení (primární a sekundární). Primární nervová zakončení reagují na fázické (dynamické) i tonické protážení. Sekundární pouze na tonické protážení. V průběhu dynamického strečinku hraje důležitou roli fázická reakce, která je dána délkou a rychlostí protážení. Tonická reakce je dána pouze délkou svalu. Golgiho šlachová tělíska jsou umístěna v přechodu svalu ve šlachu. GTO vnímají napětí způsobené kontrakcí svalu. Toto monitorování je důležité pro strečinkové techniky, u nichž se využívá kontrakce protahovaného svalu – PNF (Alter, 1998, s. 14).

Napínací reflexy představují základní element nervové soustavy. Krátké protážení svalu aktivuje receptory, jejich odstředivá vlákna vedou vzruch k alfa-motoneuronu, odtud vlákna odstředivá vedou vzruch k těmž svalu a způsobí jeho kontrakci. Napínací reflexy udržují svalový tonus a předchází úrazům a poraněním (Ambler, 2011, ss. 22-23; Alter, 1998, s. 14).

Překročí-li intenzita svalové kontrakce určitý kritický bod, objeví se **inverzní myotatický reflex**, který utlumí svalový stah a nastolí okamžité uvolnění svalu. Což nám

vysvětluje stav, kdy se při provádění strečinku náhle ztratí napětí a je možné pokračovat v dalším protahování svalu. Tohoto jevu využívá kontrakčně-relaxační technika PNF (Alter, 1998, s. 15).

1.5.2 Typy strečinku

Statický strečink je nejčastější relaxační metodou. Sval nebo svalovou skupinu protahujeme ve výdrži po určitý čas, v dané poloze (Nelson, 2014, s. 9).

Dynamický strečink je charakteristický kývavými pohyby, skoky, odrazy, rytmickými pohyby (Alter, 1998, s. 20). Při dynamickém strečinku jsou aktivovány proprioreceptivní reflexy, které vedou k facilitaci nervů a aktivaci svalových buněk. Tato facilitace proto vede k rychlejší a silnější svalové kontrakci a je výhodná pro zvýšení sportovního výkonu (Nelson, 2014, s. 10). Dynamický strečink je však spojen s největším výskytem bolestivých svalů a poranění. Dále tkáním neposkytuje dostatek času k adaptaci na strečinkovou polohu a spouští napínací reflex. To pak vede ke zvyšování svalového napětí a znesnadňuje protahování vazivových tkání (Alter, 1998, s. 20).

Při **balistickém strečinku** jsou prováděny švihové pohyby, event. hmity. Švihový pohyb je vyvolán rychlým a krátkým stahem agonistů a zastaven mohutným stahem antagonistů (Měkota, 2005, s. 105).

Pasivní strečink využívá vnější síly - partnera, terapeuta. Využívá se v případech, kdy pružnost svalů a vazivových tkání omezuje pohyblivost, často během rehabilitace (Alter, 1998, s. 21).

Aktivní strečink vede k rozvoji aktivní pohyblivosti. Je charakterizován zapojením svalů bez dopomoci. Často se provádí i aktivní strečink s dopomocí, kdy při dosažení meze vlastní pohyblivosti dopomůže partner či pomůcka (Alter, 1998, s. 21).

Postizometrická relaxace využívá svalovou facilitaci a inhibici. Je charakteristická dosažením předpětí – poloha, ve které je sval ve své maximální délce. V této poloze vyzveme pacienta, aby kladl minimální odpor (izometricky) a pomalu se nadechoval. Tento odpor

držíme přibližně deset sekund a následně dáváme nemocnému pokyn, aby se s výdechem uvolnil. Při relaxaci dojde spontánně k prodloužení svalu dekontrakcí, která vede k dalšímu předpětí svalu (Lewit, 2015, s. 231).

Proprioreceptivní neuromuskulární facilitace je technikou využívající působení proprioreceptorů kontrahovaného svalu. Po provedení pohybu v celém rozsahu následuje relaxace svalu před opětovným protažením (Nelson, 2014, s. 9).

1.5.3 Statický strečink

Statický strečink je nejpoužívanějším typem strečinku. Po dlouhá desetiletí byl využíván jako prvek předehřátí před výkonem, který měl vést ke zvýšení tělesné teploty o 1-2 stupně Celsia. Bylo zjištěno, že zvýšená tělesná a svalová teplota zvyšuje rychlost nervového vedení, metabolismus enzymů a zvyšuje poddajnost svalů (Behm, 2010, p. 2633).

Při statickém strečinku protahujeme sval do krajní polohy a snažíme se ji udržet. Výhodou je jeho jednoduchost z hlediska učení a provádění. Při dostatečně intenzivním strečinku dosáhneme svalového uvolnění cestou impulsů z GŠT. Jeho hlavní nevýhodou je jeho nedostatečná specifická, protože většina běžných pohybů je ve své podstatě dynamické povahy. Dále nerozvíjí svalovou koordinaci (Alter, 1998, s. 20). Bylo zjištěno, že statický strečink před cvičením má negativní vliv na maximální svalovou výkonnost. Tyto výzkumy vedly některé badatele k napadnutí vykonávání strečinku před sportovní aktivitou vyžadující maximální pevnost a sílu (Behm, 2010, p. 2634; Bradley, 2007, p. 223). Při krátkodobém statickém strečinku trvajícím maximálně 1-2 minuty se zvýší rozsah kloubní hybnosti v důsledku zvýšení elastické tolerance. Při delším trvání strečinku se změní nejen rozsah pohybu, ale sníží se i ztuhlost svalů (Akagi, 2013, p. 1).

V review studii (Behm, 2010, p. 2636) je popsáno, že středně dlouhá doba trvání strečinku (od 90 s do 2 min) každé svalové skupiny vede ke zhoršení následné reakce, době pohybu a rovnováhy. Následný pokles výkonosti může přetrvávat ještě 2 hodiny po strečinku.

Statický strečink může přinést výhody v případech, kdy využíváme pomalejší excentrické kontrakce nebo déle trvající kontrakce (Behm, 2010, p. 2633).

U sportovců je statický strečink využíván v podobných pozicích, ve kterých se sportovec bude nacházet během sportovního výkonu (Behm, 2010, p. 2633).

1.6 Proprioreceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)

PNF je léčebný koncept. Jeho hlavní filosofií je, že všechny lidské bytosti, včetně těch se zdravotním postižením, mají nevyužitý potenciál a terapeut se vždy snaží rezervy pacienta mobilizovat. Základním principem PNF je integrovaný přístup. Každá léčba je proto zaměřena na celého člověka a nejen na specifický problém nebo tělní segment. Primárním cílem veškeré léčby je pomoci pacientům dosáhnout nejvyšší úrovně funkce. PNF koncept využívá principu motorického učení (Adler, 2008, preface).

Během PNF se pacient stává aktivním členem a plnohodnotným partnerem v diskuzi s rehabilitačním týmem (Adler, 2008, p. 3).

Terapeut analyzuje funkční nedostatky a logicky vybírá ty PNF principy a techniky, které efektivně upraví tyto problémy (Adler, 2008, p. 5).

Koncept PNF vychází z běžných pohybů každodenního života, kde pohyb probíhá v několika kloubech a rovinách zároveň. Jedná se o pohyby syntetické (Holubářová, 2011, s. 27).

1.6.1 Neurofyziologické principy PNF

Následující principy byly odvozeny z práce Sira Charlese Sherringtona (1947), který se velkou měrou podílel na rozvoji PNF postupů a technik (Adler, 2008, p. 3).

Během proprioneuromuskulární facilitace pokračuje účinek podnětu i po zastavení stimulu, což označujeme jako princip následného podráždění. Tento princip využíváme potom, co držíme statickou kontrakci a po jejím ukončení pocítujeme zvýšené napětí (Adler, 2008, p. 3; Bastlová, 2013, s. 21).

Principem časové a prostorové sumace rozumíme sled slabých stimulů vedoucích k excitaci. Slabé podněty aplikované na různých částech těla se navzájem spojují a vedou k excitaci (Adler, 2008, p. 3; Bastlová, 2013, s. 21).

Princip iradiace vede k rozšíření a zvýšení síly odpovědi. Ta nastane, když se zvýší počet stimulů nebo síla stimulů (Adler, 2008, p. 3; Bastlová, 2013, s. 21).

Princip postupné indukce znamená zvýšení excitace agonisty vedoucího ke kontrakci jeho antagonisty (Adler, 2008, p. 3; Bastlová, 2013, s. 21).

Principem reciproční inhibice rozumíme kontrakci agonisty, která je současně doprovázena inhibicí jeho antagonisty. Je předpokladem koordinovaného pohybu.

Této vlastnosti využívají především relaxační techniky (Adler, 2008, p. 3; Bastlová, 2013, s. 21).

1.6.2 PNF strečink

Stejně tak PNF strečink podporuje pohyb kolem řady kloubů ve více než jedné rovině, aby dosáhl diagonálního a/nebo spirálního pohybu. PNF strečink se využívá ke zlepšení jak pasivní tak aktivní flexibility (Sharman, 2006, p. 930).

PNF strečink využívá před samotným protažením techniky svalové inhibice (autogenní a reciproční inhibice) pro uvolnění svalu a zvýšení efektivity protažení (Davis, 2005, p. 28). Provedením volní kontrakce před strečkem podporujeme svalovou relaxaci, jež vede ke snížení reflexních složek (Lim, 2014).

1.6.3 Strečinkové techniky v konceptu PNF

Příčinou vzniku svalového zkrácení či hypertonu je porucha koordinované souhry s antagonisty. Zásadním přístupem PNF pro zkvalitnění koordinace je tonizace hypotonického agonisty pro normotonizaci hypertonického antagonisty (Bastlová, 2013, s. 27).

Tyto metody využívají stimulace proprioreceptorů pro vyvolání změn ve svalových vláknech a zvyšuje rozsah pohybu přes autogenní inhibici (stimulace agonisty) a reciproční inhibici (stimulace antagonisty) (Ryan, 2010). Mezi další mechanismy svalové relaxace patří: postfacilitační inhibice, vrátkové teorie a napětíové relaxace (Bastlová, 2013, s. 27).

Pro dosažení krátkodobého zvětšení kloubní pohyblivosti je PNF strečink nejefektivnější strečinková metoda. Pokud zahrneme statickou kontrakci na cílený sval, potřebujeme vytrvat přibližně 3 sekundy ve 20% z maxima volní kontrakce. Největší změny v kloubní pohyblivosti se objeví po prvním opakování. Pokud chceme docílit trvalejších změn, musíme PNF strečink provést jednou až dvakrát týdně (Sharman, 2006, p. 930).

V literatuře se nejčastěji setkáme se dvěma typy relaxačních technik a to s technikou kontrakce – relaxace a výdrž – relaxace (Adler, 2008, pp. 45-48), popřípadě ještě kontrakce – relaxace – kontrakce agonisty (Sharman, 2006, s. 931).

1.6.4 Technika kontrakce – relaxace

Technika **kontrakce – relaxace** je strečinková technika, která se používá ke zvětšení rozsahu pohybu (ROM). Je charakterizována odporovanou izotonickou kontrakcí antagonisty (zkráceného svalu), která je následována relaxací a protažením do nového, většího rozsahu pohybu se současnou aktivní kontrakcí v agonistickém vzoru (Adler, 2008, p. 45; Bastlová, 2013, s. 28).

Při provedení techniky kontrakce – relaxace umístíme buď pasivně či aktivně tělní segment do svalové bariéry zkráceného svalu, vyzveme pacienta k izotonicko – stabilizační kontrakci zkráceného svalu povelom „tlačte“ po dobu cca 7 – 15 sekund. Následuje relaxace trvající minimálně stejnou až dvojnásobnou dobu než předešlá kontrakce, po níž protahujeme s pomocí pacienta do nového limitu rozsahu (Bastlová, 2013, s. 28).

1.6.5 Technika výdrž – relaxace

Technika **výdrž – relaxace** je myorelaxační technika, která se využívá u hypertonických či bolestivých svalů. Je charakterizována odporovanou izometrickou kontrakcí, kterou následuje relaxace (Adler, 2008, p. 47; Bastlová, 2013, s. 28).

Při provedení techniky výdrž – relaxace umístíme tělní segment aktivně či pasivně do místa, než se objeví bolest, vyzveme pacienta k izometrické kontrakci bolestivého či hypertonického svalu povelom „držte“ po dobu 7 – 15 sekund. Následuje pomalé uvolnění odporu a relaxace trvající minimálně stejně až dvojnásobně déle než předešlá kontrakce. Novou bariéru dosáhneme buď aktivně proti odporu nebo aktivně nebo aktivně s dopomocí či pasivně – záleží na míře bolestivosti svalu (Bastlová, 2013, s. 28).

2 CÍL A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Zhodnocení efektu a porovnání dvou strečinkových metod - statického strečinku a proprioreceptivně neuromuskulárního typu strečinku (dále PNF strečink) svalů I. diagonály extenčního vzoru dolní končetiny na posturální stabilitu na posturografu.

2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

2.2.1 Výzkumná otázka č. 1

„K jakým změnám parametrů posturální stability Motor Control Testu dojde u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF strečink?“

H₀1: Nemá statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot – Latency a Amplitude Scaling Motor Control Testu u skupiny provádějící statický strečink.

H₁: Je rozdíl ve změnách hodnot – Latency a Amplitude Scaling Motor Control Testu u skupiny provádějící statický strečink.

H₀2: Nemá statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot – Latency a Amplitude Scaling Motor Control Testu u skupiny provádějící PNF strečink.

H₂: Je rozdíl ve změnách hodnot – Latency a Amplitude Scaling Motor Control Testu u skupiny provádějící PNF strečink.

2.2.2 Výzkumná otázka č. 2

„K jakým změnám parametrů posturální stability Adaptation Testu dojde u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF?“

H₀3: Nemá statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u skupiny provádějící statický strečink.

H₃: Je rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation testu u skupiny provádějící statický strečink.

H₀4: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u skupiny provádějící PNF strečink.

H₄: Je rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation testu u skupiny provádějící PNF strečink.

2.2.3 Výzkumná otázka č. 3

„K jakým změnám parametrů posturální stability testu Limits of Stability u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF?“

H₀5: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MV), Enpoint Excursion (EPE), Direction Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u skupiny provádějící statický strečink.

H₅: Je rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MV), Enpoint Excursion (EPE), Direction Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u skupiny provádějící statický strečink.

H₀6: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MV), Enpoint Excursion (EPE), Direction Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u skupiny provádějící PNF strečink.

H₆: Je rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MV), Enpoint Excursion (EPE), Direction Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u skupiny provádějící PNF strečink.

2.2.4 Výzkumná otázka č. 4

„K jakým změnám parametrů posturální stability testu Forward Lunge dojde u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF strečink?“

H₀7: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Distance, Force Impulse, Contact Time a Impact Index testu Forward Lunge u skupiny provádějící statický strečink.

H₇: Je rozdíl ve změnách hodnot Distance, Force Impulse, Contact Time a Impact Index testu Forward Lunge u skupiny provádějící statický strečink.

H₀8: Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Distance, Force Impulse, Contact Time a Impact Index testu Forward Lunge u skupiny provádějící PNF strečink.

H8: Je rozdíl ve změnách hodnot Distance, Force Impulse, Contact Time a Impact Index testu Forward Lunge u skupiny provádějící PNF strečink.

2.2.5 Výzkumná otázka č. 5

„Je rozdíl mezi naměřenými hodnotami před a po intervenci mezi oběma skupinami?“

H₀9: Není statisticky významná změna v rozdílech parametrů naměřených před intervencí a po intervenci mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink.

H9: Je významná změna v rozdílech parametrů naměřených před intervencí a po intervenci mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink.

3 METODIKA EXPERIMENTU

Měření experimentu probíhalo v Kineziologické laboratoři oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci.

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Do studie bylo zahrnuto 40 probandů (ve věku $23,3 \pm 3,7$ let, výšky $170,8 \pm 20,2$ cm a hmotnosti $65,4 \pm 25,6$ kg) z toho 32 žen a 8 mužů, kteří byli randomizovaně rozděleni do dvou skupin po dvaceti – první skupina pro PNF strečink a druhá skupina pro statický strečink.

Všichni zúčastnění byli v dobrém zdravotním stavu, bez zranění v oblasti dolních končetin a byli schopni testované úkony provádět bez bolesti. Probandi byli seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas.

3.2 Postup měření

Probandi byli rozděleni do dvou skupin po dvaceti, byli seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas (viz příloha 1, str. 86). Před samotným experimentem byly otestovány balanční schopnosti účastníka měření, a to stojem na jedné dolní končetině se zavřenými očima. Tímto postupem byly odhaleny závažné rovnovážné nedostatky, které by významně ovlivnily měření. Tudíž v případě pozitivního výsledku nebyl proband připuštěn k měření.

Všem probandům byly nejprve změřeny parametry jednotlivých balančních reakcí během testování na posturografu. Testy (Motor Control Test, Adaptation Test, Limits of Stability, Forward Lunge) byly voleny náhodně. Následně byl u první skupiny proveden PNF strečink svalů I. diagonály extenčního vzoru dolní končetiny, a to konkrétně typ kontrakce-relaxace-kontrakce antagonisty. U druhé skupiny byl proveden statický strečink ve stejném vzoru jako u první skupiny. V obou případech byl strečink prováděn na svalech dorzální strany dolních končetin (m. gluteus medius, m. gluteus minimus, m. biceps femoris, m. gastrocnemius, m. flexor digitorum longus et brevis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis, m. flexor digiti minimi, m. quadratus plantae, m. peroneus longus). Strečink byl prováděn v téže místnosti na podložce. Dále byly u obou skupin znovu změřeny parametry

jednotlivých balančních reakcí během stejných posturografických testů. Testy byly voleny náhodně.

3.2.1 Popis provedení PNF strečinku

Pro PNF strečink byla zvolena 1. diagonála extenčního vzoru na dolní končetině, konkrétně typ kontrakce-relaxace-kontrakce antagonisty. V poloze vleže na zádech byla dolní končetina probanda pasivně přivedena do místa zvýšeného napětí dorzální svalové skupiny a následovala 6 s trvajících submaximální izometrická kontrakce agonistického vzoru (cca 60 % maximální síly). Následovala 6 s trvajících relaxace, po níž proband po dobu 10 s kontrahoval antagonistické svaly, tj. svaly 1. diagonály flekčního vzoru na dolní končetině, a terapeut mu dopomáhal do nového limitu rozsahu. Po 5 s byl proces opakován. Nejprve byla protažena třikrát levá dolní končetina (DK), poté třikrát pravá DK.

3.2.2 Popis provedení statického strečinku

Pro statický strečink byl zvolen stejný vzor jako u PNF strečinku, tedy protažení ve směru 1. diagonály flekčního vzoru na dolní končetině. V případě statického strečinku v poloze vleže na zádech byla dolní končetina probanda pasivně přivedena do místa zvýšeného napětí dorzální svalové skupiny. Tato pozice byla držena terapeutem po dobu jedné minuty. V průběhu protahování v případě poklesu napětí dorzální svalové skupiny terapeut přivedl DK do nového místa předpětí. Nejprve byla protažena levá DK, poté pravá DK.

3.2.3 Přístrojové vyšetření posturální stability

Pro vyšetření byla použita dynamická počítačová posturografie od firmy NeuroCom®. Na modulu Smart Equitest, jenž se skládá ze zabudované duální pohyblivé silové tenzometrické plošiny, byly prováděny testy ve vzpřímeném stoji. Jednalo se o testy hodnotící efektivitu automatických posturálních reakcí – testy MCT, ADT, schopnosti volní kontroly pohybu těžiště – test LOS. Na modulu Balance Master Systém, který se skládá ze statické duální plošiny, lze hodnotit parametry posturální kontroly během volních funkčních pohybů v prostoru – test FL (Kolářová, 2014, ss. 12, 14, 22).

Před vyšetřením byly probandům nastaveny chodidla v závislosti na tělesné výšce dle standardu posturografu. Vyšetřovaný stál vzpřímeně, měl ruce podél těla a díval se před sebe. V průběhu měření se neměnila poloha chodidel.

Motor Control Test (MCT)

Vyšetřovaný se postavil na tenzometrickou plošinu tak, aby byl vnitřní kotník nad širokou modrou linií a zevní kotník v závislosti na výšce probanda nad průsečíkem široké modré linie a linie označené S, M nebo T (S – tělesná výška 76-140 cm; M-tělesná výška 141 -165 cm; T-tělesná výška 166-203 cm). Vyšetřovaný byl instruován, aby během testování stál vzpřímeně s rukama podél těla, fixoval očima bod před sebou a neměnil postavení chodidel. Byl upozorněn na to, že se bude podložka pohybovat.

Adaptation test (ADT)

Vyšetřovaný zaujal stejnou pozici chodidel jako v případě MCT. Byl instruován, aby během testování stál vzpřímeně s rukama podél těla, fixoval očima bod před sebou a neměnil postavení chodidel. Byl informován o tom, že se bude podložka pohybovat.

Limits of Stability (LOS)

Vyšetřovaný zaujal stejnou pozici jako v případě MCT. Byl instruován, aby během testování stál vzpřímeně s rukama podél těla, sledoval obrazovku před sebou a neměnil postavení chodidel. Před testováním byl informován, aby se po zaznění signálu snažil co nejrychleji a nejpřesněji dosáhnout zvýrazněného bodu na obrazovce a snažil se v maximální dosažené pozici setrvat až do zaznění dalšího zvukového signálu. Testované situace si před vlastním testováním proband vyzkoušel.

Forward Lunge (FT)

Vyšetření probíhalo na modulu Balance Master Systém. Před vyšetřením byla vyšetřovanému požadovaná situace názorně předvedena terapeutem. Proband se postavil

na tenzometrickou plošinu a byl instruován, aby udělal co nejdelší výpad vpřed na signál „Go“ na obrazovce a co nejrychleji se vrátil zpátky do výchozí pozice. Nejprve byl výpad vpřed proveden třikrát na levou DK, potom třikrát na pravou DK.

3.3 Standardizace měření

Měření probíhalo v klidné, větrané místnosti s pokojovou teplotou. Vyšetřovaný byl oblečen v elastickém oblečení, které nebránilo pohybu. Všechny testované situace byly prováděné naboso. Testování bylo realizováno jedním terapeutem na stejném posturografu firmy NeuroCom®.

3.4 Zpracování dat posturografu

Výsledek každého testování byl graficky a numericky znázorněn v protokolu, který byl generován počítačem. Numerické výsledky byly přepsány do tabulek Microsoft Office Excel. Tabulky byly vytvořeny zvláště pro skupinu PNF strečink a pro skupinu statický strečink. U každé skupiny byly zahrnuty data před intervencí a po intervenci. Z dílčích dat hodnocených parametrů některých testů (MCT, ADT, FL) byly vypočítány aritmetické průměry, vždy zvláště pro pravou a levou končetinu. Konkrétně šlo u testu MCT o parametry – Latency a Amplitude Scaling. U testu ADT byly vypočteny aritmetické průměry hodnot reakčních sil z 5 pokusů, vznikajících jako odpověď na stále stejnou rotaci plošiny a to jak pro rotaci „palci nahoru“ i „palci dolů“. Při testu FL byly provedeny aritmetické průměry u všech dílčích parametrů ze tří pokusů pro danou DK. U testu LOS nebyly provedeny aritmetické průměry, protože každá z osmi hodnot byla měřena pro jeden směr.

3.5 Statistické zpracování dat

Data byla statisticky zpracována pomocí programu STATISTICA 12. Po výpočtu základních veličin popisné statistiky a otestování normality byly testovány jednotlivé hypotézy. Při normálním rozložení dat (před a po intervenci) byly použity parametrické T-testy pro dva závislé vzorky. V případě, že data nebyla normálně rozložena, byl použit neparametrický test pro dva závislé vzorky – Wilcoxonův test. Při statistickém zpracování rozdílů mezi skupinami byl při normálním rozložení dat použit Mann – Whitney U test

pro dva nezávislé vzorky. V případě, že data nebyla normálně rozložena, byl použit T-test pro nezávislé vzorky.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 5 %. Nulovou hypotézu bylo možno zamítnout v případě, že byla hodnota statistické významnosti (p) nižší než 0,05. Jestliže byla hladina statistické významnosti vyšší než 0,05, nemohla být nulová hypotéza zamítnuta.

4 VÝSLEDKY A STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

„K jakým změnám parametrů posturální stability Motor Control Testu dojde u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF strečink?“

Výzkumná otázka obsahovala dvě shodné hypotézy H_{01} a H_{02} , jednu pro skupinu provádějící statický strečink a druhou pro skupinu provádějící PNF strečink.

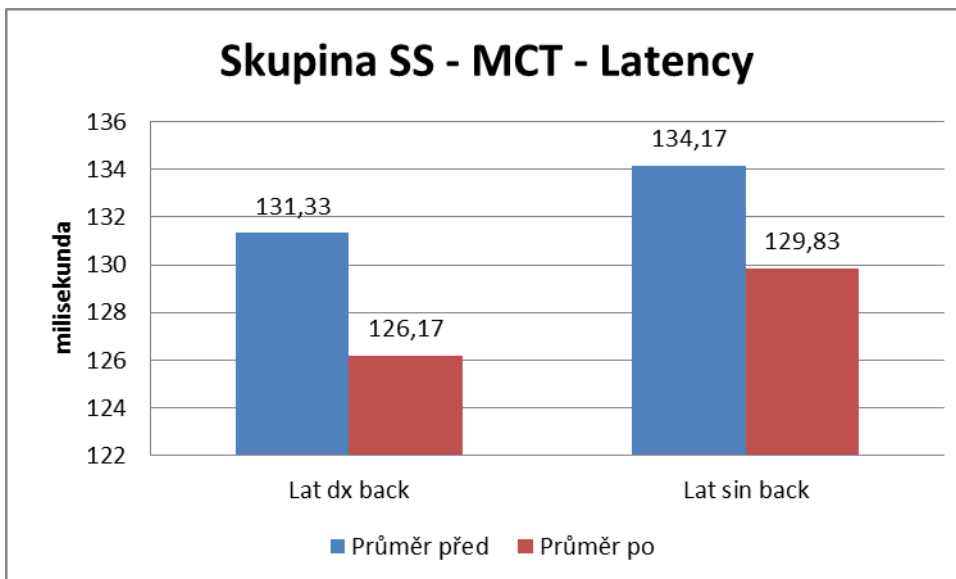
Hypotézu H_{01} ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot – Latency a Amplitude Scaling Motor Control Testu u skupiny provádějící statický strečink.*“

Zamítáme pro: Latency dx backward, Latency sin backward, Amplitude Scaling dx backward a Amplitude Scaling sin backward ve prospěch alternativní hypotézy. U všech parametrů uvedených výše došlo ke statisticky významnému snížení latence a amplitudy aktivní silové odpovědi. Ve všech případech došlo dokonce k vysoké statistické významnosti ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 1 a na obrázcích 2 a 3 na straně 32 a 33. Kompletní výsledky statisticky zpracovaných dat testu MCT skupiny provádějící statický strečink se nachází v příloze 9 na straně 89.

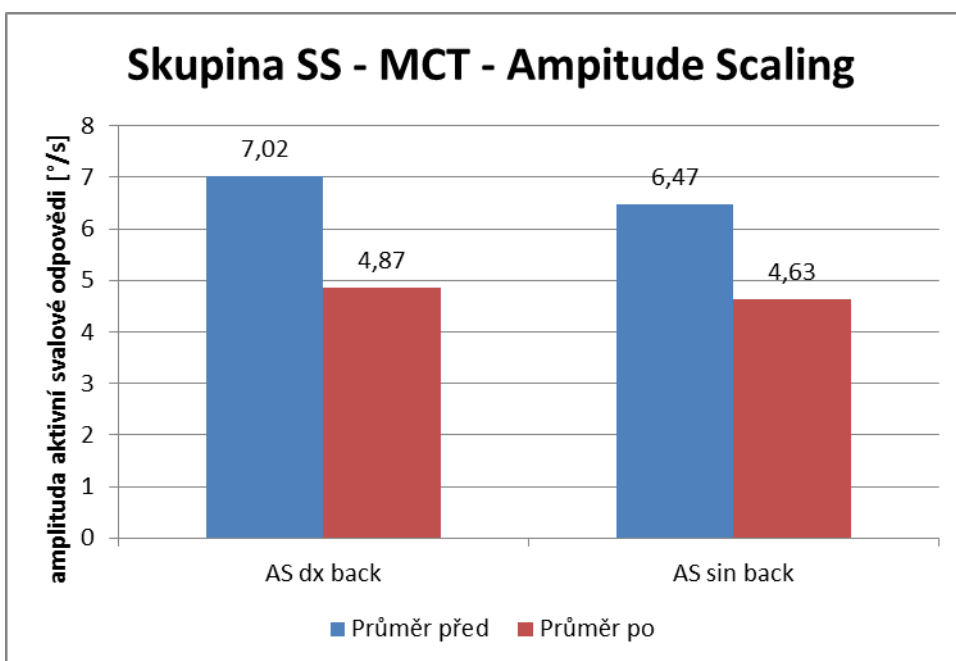
Tabulka 1: *Popisná statistika parametru Latency (čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí pacienta), Amplitude Scaling (amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) na translaci plošiny) a hodnota p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu MCT před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.*

MCT - SS	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
Lat dx back	131,33	110,00	150,00	126,17	110,00	140,00	0,0063*
Lat sin back	134,17	113,33	153,33	129,83	116,67	146,67	0,014*
AS dx back	7,02	3,33	22,33	4,87	2,00	12,67	0,000132*
AS sin back	6,47	2,67	18,00	4,63	2,00	10,67	0,000254*

Legenda k tabulce 1: MCT – Motor Control Test, SS – statický strečink, n – počet osob, Lat – Latency, dx – pravý, back – směr podtržení dozadu, sin – levý, AS – Amplitude Scaling, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), snížení označeno tučně



Obrázek 2: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Latency (efektivita reakce na zevní podnět [ms]) testu MCT u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervenci



Obrázek 3: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní svalové odpovědi [°/s] na translaci plošiny) testu MCT u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervenci

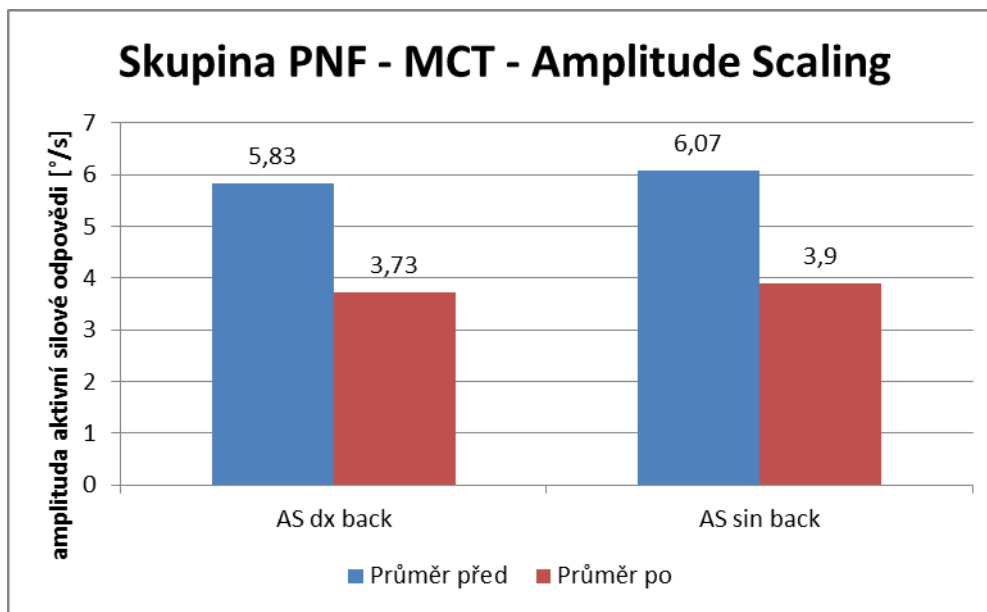
Hypotézu H₀₂ ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot – Latency a Amplitude Scaling Motor Control Testu u skupiny provádějící PNF strečink.*“

Zamítáme pro: Amplitude Scaling dx backward a Amplitude Scaling sin backward ve prospěch alternativní hypotézy. U obou parametrů došlo ke statisticky významnému snížení latence a amplitudy aktivní silové odpovědi. V obou případech došlo dokonce k vysoké statistické významnosti ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 2 a na obrázku 4 na straně 34 a 35. Kompletní výsledky statisticky zpracovaných dat testu MCT skupiny provádějící PNF strečink se nachází v příloze 2 na straně 87.

Tabulka 2: *Popisná statistika parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní silové odpovědi (°/s) na translaci plošiny) a hodnota p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu MCT před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.*

MCT- PNF	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			Hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
AS dx back	5,83	2,67	14,33	3,73	2,00	9,00	0,000236*
AS sin back	6,07	3,00	11,33	3,90	2,00	9,33	0,000089*

Legenda k tabulce 2: MCT – Motor Control Test, PNF – proprioreceptivní neuromuskulární strečink, n – počet osob, dx – pravý, back – směr podtržení dozadu, sin – levý, AS – Amplitude Scaling, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), snížení označeno tučně



Obrázek 4: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní svalové odpovědi [°/s] na translaci plošiny) testu MCT u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervencí

4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

„K jakým změnám parametrů posturální stability Adaptation Testu dojde u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF?“

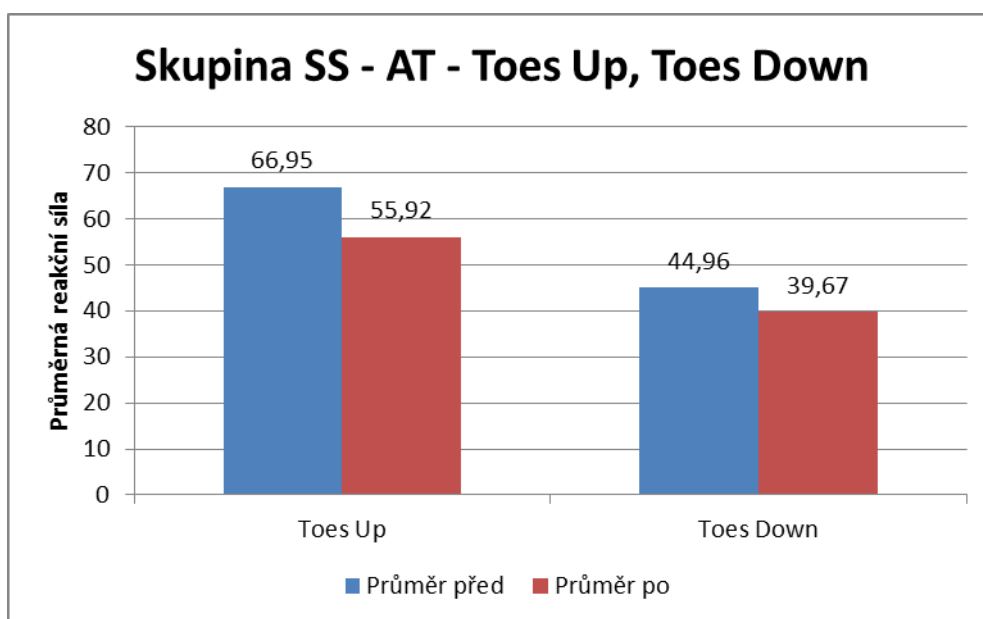
Výzkumná otázka obsahovala dvě shodné hypotézy H_{03} a H_{04} , jednu pro skupinu provádějící statický strečink a druhou pro skupinu provádějící PNF strečink.

Hypotézu H_{03} ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u skupiny provádějící statický strečink.*“ **Zamítáme pro:** oba vyšetřované směry (Toes Up, Toes Down) ve prospěch alternativní hypotézy. U obou parametrů došlo ke statisticky významnému snížení silové odpovědi na rotaci plošiny. U obou případů došlo dokonce k vysoké statistické významnosti ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 3 a na obrázku 5 na straně 36. Kompletní výsledky statisticky zpracovaných dat testu AT skupiny provádějící statický strečink se nachází v příloze 8 na straně 90.

Tabulka 3: Popisná statistika reakční síly generovaných probandem k minimalizaci výchylek při rotacích plošiny posteriorně („Toes Up) a anteriorně („Toes Down) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty (reakčních sil) při AT testu před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.

AT - SS	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			Hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
Toes Up	66,95	46,8	95,4	55,92	37,8	77	0,000016*
Toes Down	44,96	28,8	69,2	39,67	25,8	61	0,001519*

Legenda k tabulce 3: AT – Adaptation test, SS – statický strečink, n – počet probandů, Toes Up – při náklonu plošiny prsty směřují vzhůru, Toes Down – při náklonu plošiny prsty směřují dolů, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), snížení označeno tučně



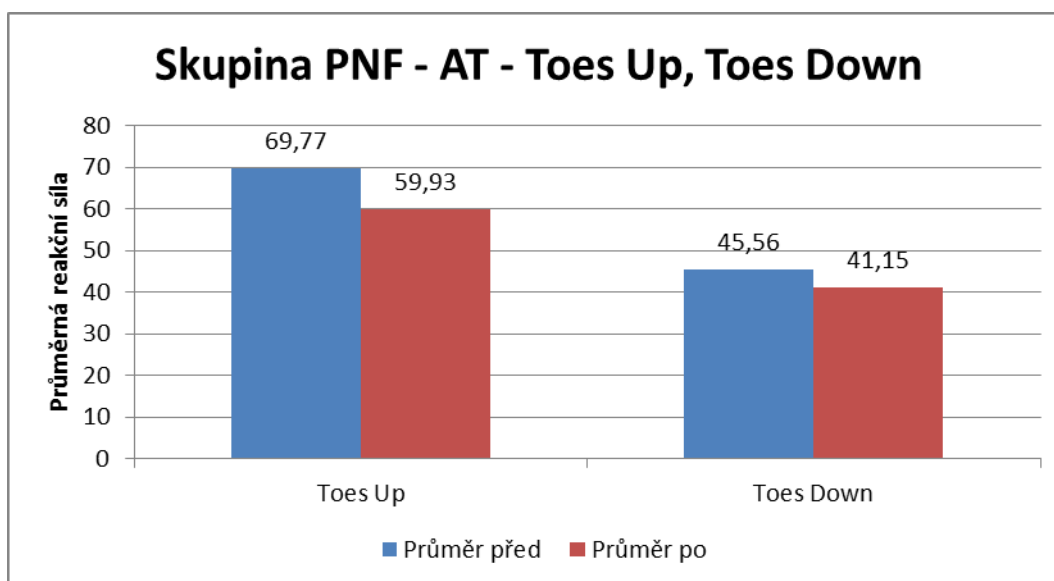
Obrázek 5: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametrů Toes Up (při náklonu plošiny prsty směřují vzhůru) a Toes Down (při náklonu plošiny prsty směřují dolů) testu AT u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci

Hypotézu H₀₄ ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot reakčních sil při testu Toes Up a Toes Down Adaptation Testu u skupiny provádějící PNF strečink.*“ **Zamítáme pro:** oba vyšetřované směry (Toes Up, Toes Down) ve prospěch alternativní hypotézy. U obou parametrů došlo ke statisticky významnému snížení silové odpovědi na rotaci plošiny. U obou případů došlo dokonce k vysoké statistické významnosti ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 4 a na obrázku 6 na straně 37. Kompletní výsledky statisticky zpracovaných dat testu AT skupiny provádějící PNF strečink se nachází v příloze 4 na straně 87.

Tabulka 4: *Popisná statistika reakční síly generovaných probandem k minimalizaci výchylek při rotacích plošiny posteriorně („Toes Up“) a anteriorně („Toes Down“) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty (reakčních sil) při AT testu před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.*

AT - PNF	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			Hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
Toes Up	69,77	51	103,4	59,93	43,2	78,8	0,000493*
Toes Down	45,56	34,2	63,8	41,15	30,2	52,6	0,00196*

Legenda k tabulce 4: AT – Adaptation test, SS – statický strečink, n – počet probandů, Toes Up – při náklonu plošiny prsty směřují vzhůru, Toes Down – při náklonu plošiny prsty směřují dolů, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), snížení označeno tučně



Obrázek 6: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametrů Toes Up (při náklonu plošiny prsty směřují vzhůru) a Toes Down (při náklonu plošiny prsty směřují dolů) testu AT u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci

4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

„K jakým změnám parametrů posturální stability testu Limits of Stability u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF?“

Výzkumná otázka obsahovala dvě shodné hypotézy H₀₅ a H₀₆, jednu pro skupinu provádějící statický strečink a druhou pro skupinu provádějící PNF strečink.

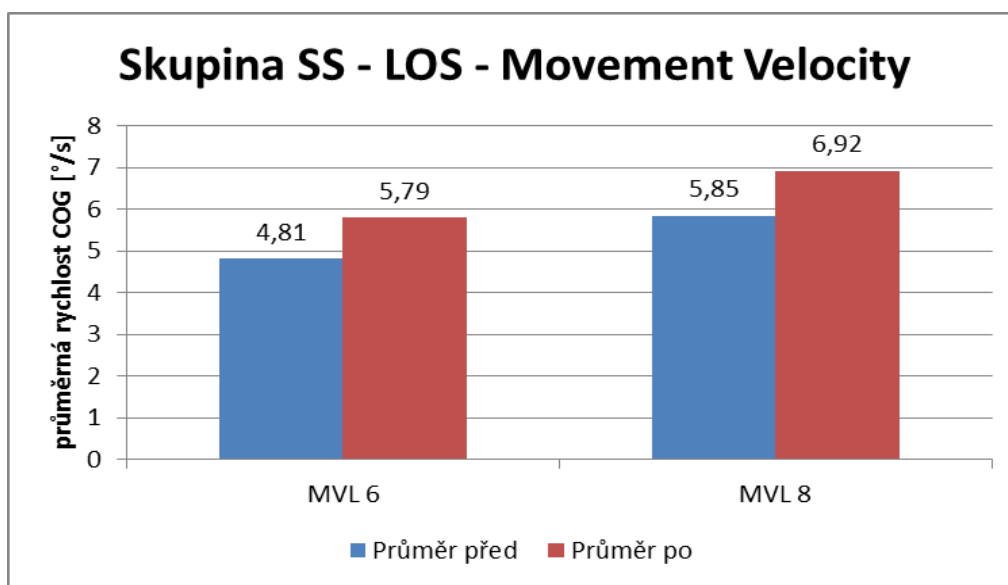
Hypotézu H₀₅ ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MV), Endpoint Excursion (EPE), Direction Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u skupiny provádějící statický strečink.“ **Zamítáme pro:** Movement Velocity ve směru 6 (dozadu doleva) a 8 (dopředu doleva) a pro Maximum Excursion ve směru 1 (dopředu), 4 (dozadu doprava) a 5 (dozadu) ve prospěch alternativní hypotézy. U testu Movement Velocity došlo v obou směrech ke statisticky významné zvýšení rychlosti. U testu Maximum Excursion došlo ve všech směrech ke statisticky významnému snížení bodu maximálního vychýlení COG. U testu Movement Velocity došlo v obou případech k vysoce statisticky významné změně ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 5 a na obrázcích 7 a 8 na straně 38 a 39. Kompletní výsledky

statisticky zpracovaných dat testu LOS skupiny provádějící statický strečink se nacházejí v příloze 9 na straně 90.

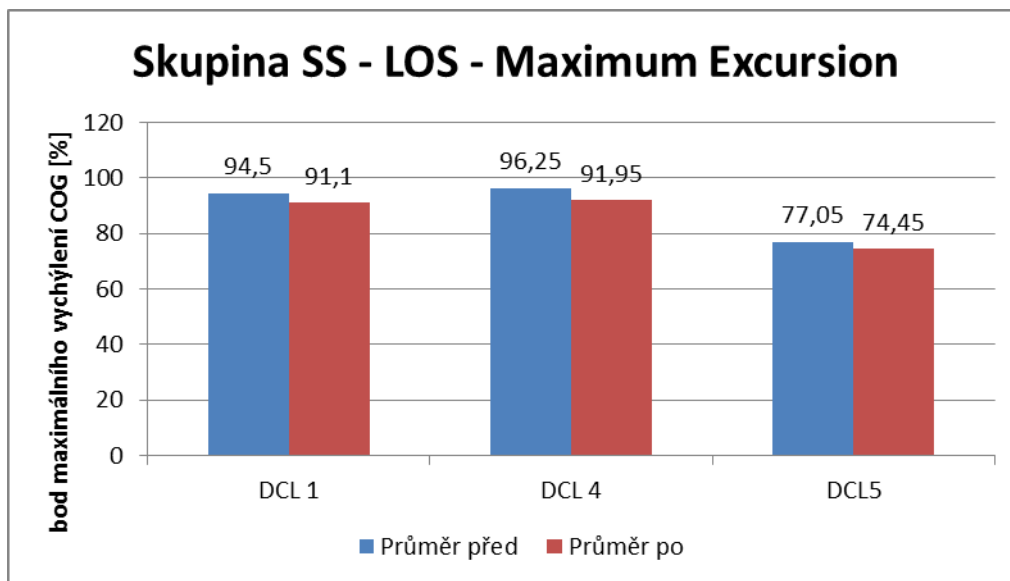
Tabulka 5: Popisná statistika parametru Movement Velocity (průměrná rychlost COG [°/s] při dosažení vyznačeného bodu), Maximum Excursion (bod maximálního vychýlení COG v daném směru [%]) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu LOS před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.

LOS - SS	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			Hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
MVL 6	4,805	2,1	8,9	5,785	3,7	9,1	0,007*
MVL 8	5,85	2,4	10,8	6,92	3,1	11,8	0,0024*
MXE 1	94,5	71	107	91,1	69	101	0,0123*
MXE 4	96,25	73	117	91,95	63	106	0,02
MXE 5	77,05	65	93	74,45	66	89	0,04

Legenda k tabulce 5: LOS – Limits of Stability, SS – statický strečink, n- počet probandů, MVL – Movement Velocity (průměrná rychlost [°/s] COG při dosažení bodu ve směru 6 – dozadu doleva, 8 – dopředu doleva), MXE – Maximum excursion (bod maximálního vychýlení COG [%] ve směru 1 – dopředu, 4 – dozadu doprava, 5 – dozadu), hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), tučně označeno zvýšení



Obrázek 7: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Movement Velocity (MVL – průměrná rychlost COG [°/s] při dosažení bodu ve směru 6 – dozadu doleva a 8 – dopředu doleva) testu LOS u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervenci



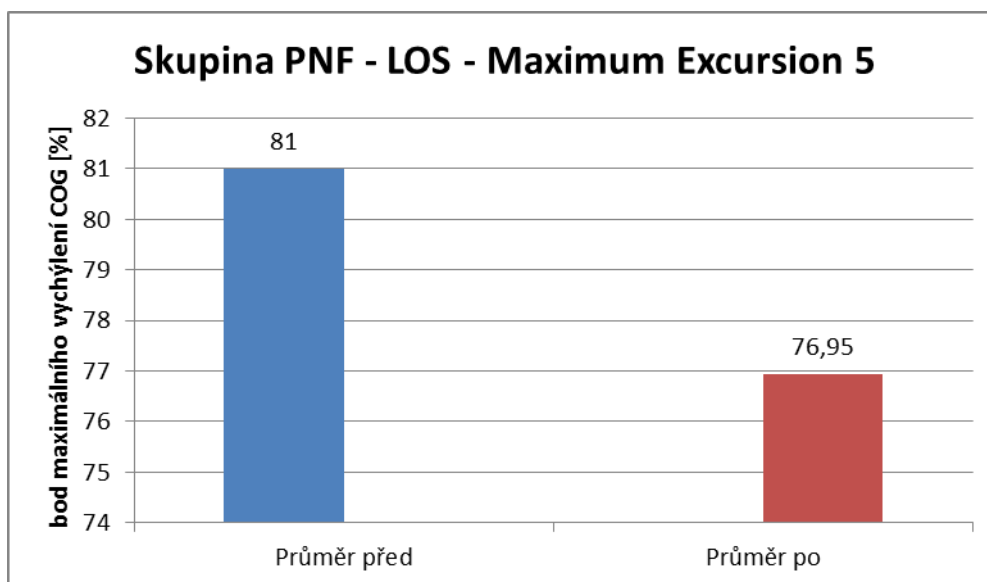
Obrázek 8: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Maximum Excursion (MXE – bod maximálního vychýlení COG [%] ve směru 1 – dopředu, 4 – dozadu doprava a 5 – dozadu) testu LOS u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervencí

Hypotézu H₀₆ ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Reaction Time (RT), Movement Velocity (MV), Enpoint Excursion (EPE), Direction Control (DCL) a Maximum Excursion (MXE) testu Limits of Stability u skupiny provádějící PNF strečink.“ **Zamítáme pro:** Direction Control ve směru 1 (dopředu) a pro Maximum Excursion ve směru 5 (dozadu) ve prospěch alternativní hypotézy. U testu Direction Control došlo ve směru 1 (dopředu) ke statisticky významnému zhoršení kontroly směru pohybu. U testu Maximum Excursion došlo ke statisticky významnému snížení vzdálenosti bodu maximálního vychýlení COP. Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 6 a na obrázcích 9 a 10 na straně 40 a 41. Kompletní výsledky statisticky zpracovaných dat testu LOS skupiny provádějící PNF strečink se nachází v příloze 5 na straně 88.

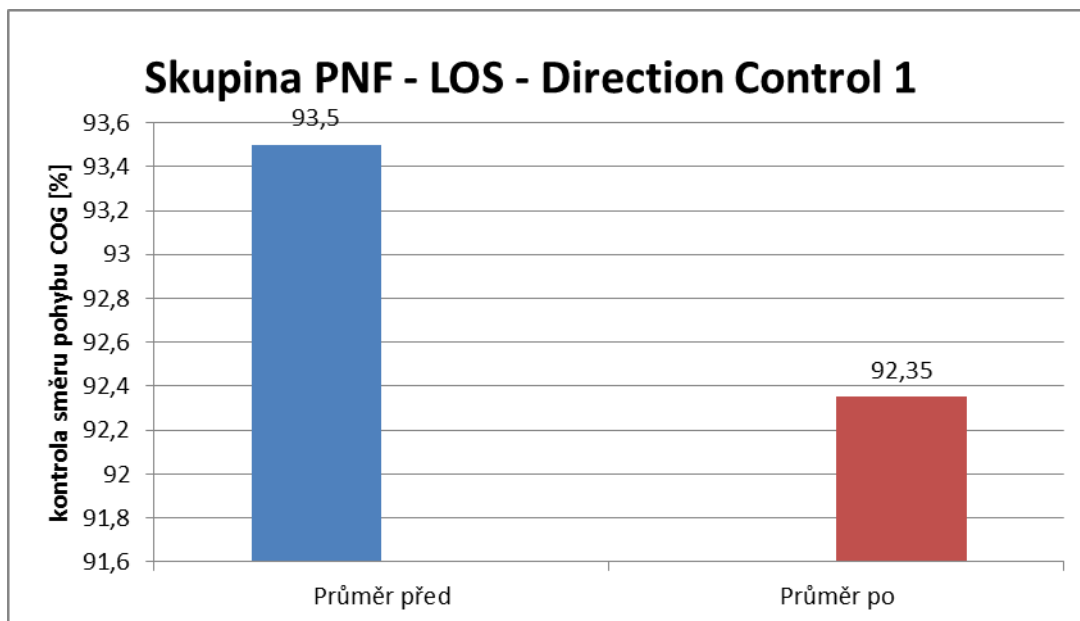
Tabulka 6: Popisná statistika parametru *Direction Control* (kontrola směru pohybu [%]), *Maximum Excursion* (bod maximálního vychýlení COG v daném směru) a hodnoty *p* (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu LOS před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.

LOS - PNF	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			Hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
MXE 5	81	68	93	76,95	64	87	0,02
DCL 1	93,5	89	87	92,35	88	97	0,04

Legenda k tabulce 6: LOS – Limits of Stability, PNF – proprioreceptivní neuromuskulární strečink, n – počet probandů, DCL – Direction Control (kontrola pohybu v % ve směru 1 – dopředu), MXE – Maximum Excursion ((bod maximálního vychýlení COP v % ve směru 5 – dozadu), hladina významnosti $p \leq 0,05$, tučně označeno zvýšení



Obrázek 9: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru *Maximum Excursion* (MXE – bod maximálního vychýlení COG [%] ve směru 5 – dozadu) testu LOS u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci



Obrázek 10: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Direction Control (DCL – kontrola pohybu COG [%] ve směru 1 – dopředu) testu LOS u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci

4.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

K jakým změnám parametrů posturální stability testu Forward Lunge dojde u skupiny provádějící statický strečink a skupiny provádějící PNF strečink?

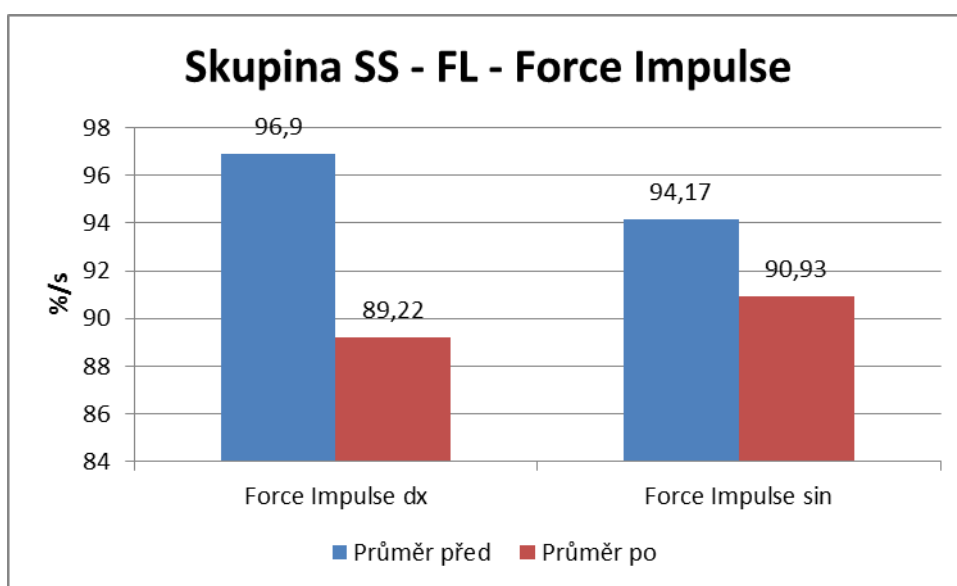
Výzkumná otázka obsahovala dvě shodné hypotézy H_{07} a H_{08} , jednu pro skupinu provádějící statický strečink a druhou pro skupinu provádějící PNF strečink.

Hypotézu H_{07} ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot Distance, Force Impulse, Contact Time a Impact Index testu Forward Lunge u skupiny provádějící statický strečink.“ **Zamítáme pro:** Force Impulse dx, Force Impulse sin, Contact Time dx a Contact Time sin ve prospěch alternativní hypotézy. Všechny výše popsané parametry vykázaly statisticky významný pokles jednotlivých hodnot. V případech Force Impuls dx a Contact Time dx došlo k vysoce statisticky významné změně ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 7 a na obrázcích 11 a 12 na straně 42 a 43. Kompletní výsledky statisticky zpracovaných dat testu FL skupiny provádějící statický strečink se nachází v příloze 7 na straně 89.

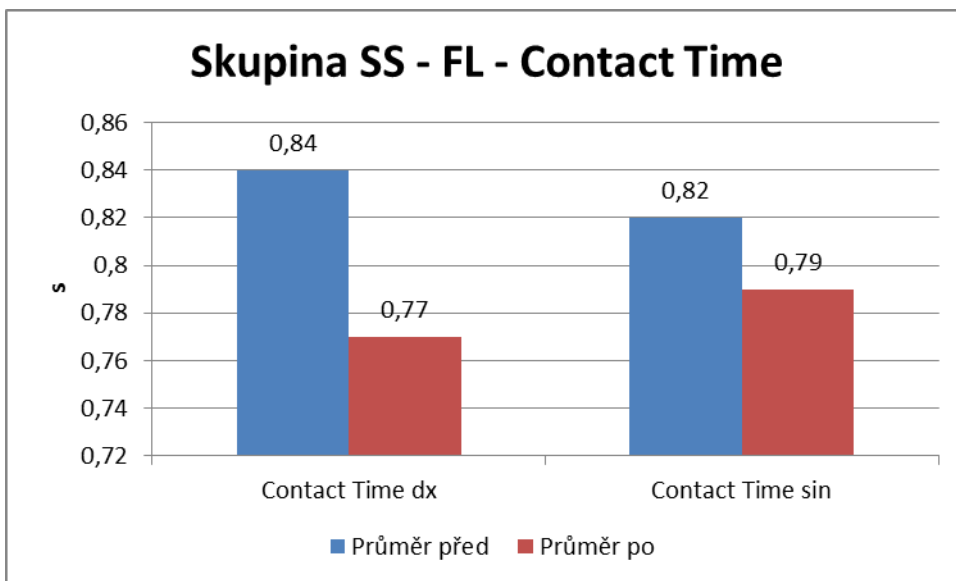
Tabulka 7: Popisná statistika parametru Force Impulse (průměrná síla výpadové DK produkovaná v momentě odrazu od podložky zpět do výchozí polohy [%/s]), Contact Time (doba kontaktu výpadové DK s podložkou [s]) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu FL před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.

FL - SS	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			Hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
Force Impulse dx	96,9	71,67	122	89,22	69	112	0,000599*
Force Impulse sin	94,17	76,33	127,67	90,93	71	112	0,0308
Contact Time dx	0,84	0,54	1,11	0,77	0,53	1,00	0,000921*
Contact Time sin	0,82	0,62	1,17	0,79	0,57	1,01	0,034

Legenda k tabulce 7: FL – Forward Lunge, SS – statický strečink, n – počet probandů, Force Impulse – síla odrazu výpadové DK od podložky vzhledem k tělesné hmotnosti, dx – pravý, Contact Time – doba kontaktu výpadové DK s podložkou, sin – levý, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), snížení označeno tučně



Obrázek 11: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Force Impulse (průměrná síla výpadové DK v momentě odrazu zpět do výchozí polohy [%/s]) testu FL u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervenci



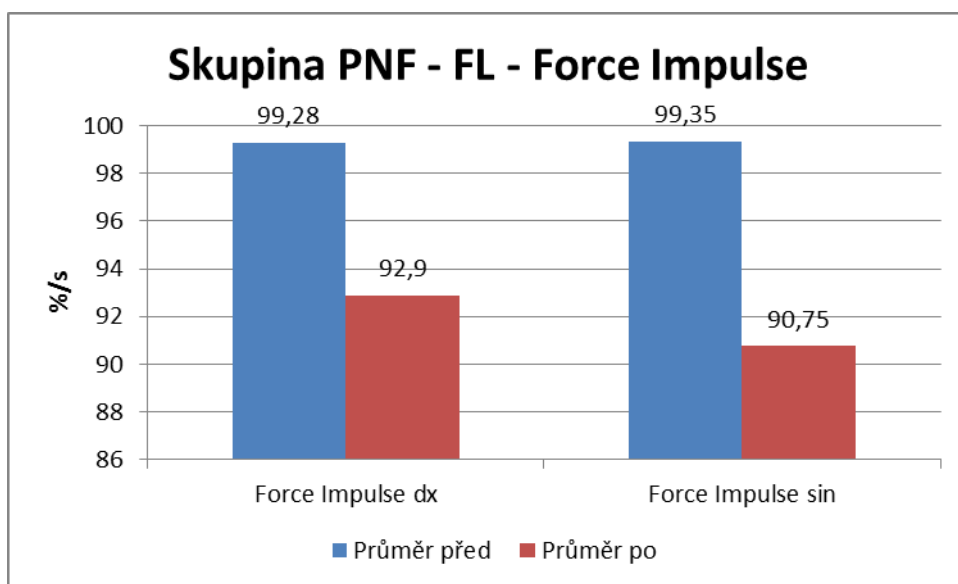
Obrázek 12: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru *Contact Time* (doba kontaktu výpadové DK s podložkou [s]) testu FL u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervenci

Hypotézu H₀₈ ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve změnách hodnot *Distance*, *Force Impulse*, *Concact Time* a *Impact Index* testu *Forward Lunge* u skupiny provádějící PNF strečink.“ **Zamítáme pro:** *Force Impulse dx*, *Force Impulse sin*, *Contact Time dx* a *Contact Time sin* ve prospěch alternativní hypotézy. Všechny výše popsané parametry vykázaly statisticky významný pokles jednotlivých hodnot. Ve všech případech došlo dokonce k vysoce statisticky významné změně ($p \leq 0,01$). Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu nebo párového Wilcoxonova testu jsou uvedeny v tabulce 8 a na obrázcích 13 a 14 na straně 44 a 45. Kompletní výsledky statisticky zpracovaných dat testu FL skupiny provádějící PNF strečink se nacházejí v příloze 3 na straně 87.

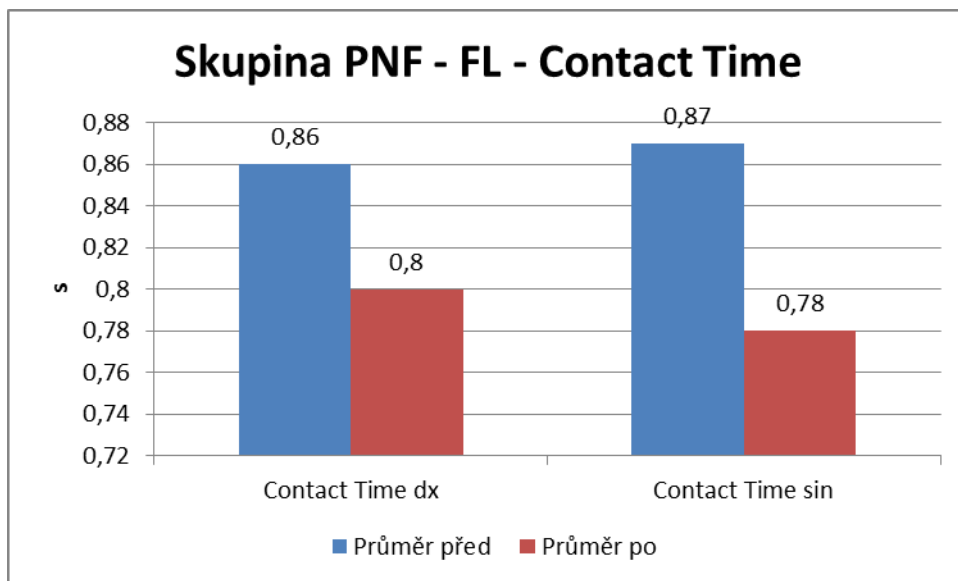
Tabulka 8: Popisná statistika parametru Force Impulse (průměrná síla výpadové DK produkovaná v momentě odrazu od podložky zpět do výchozí polohy [%/s]), Contact Time (doba kontaktu výpadové DK s podložkou [s]) a hodnoty p (statisticky významných veličin) porovnávající průměrné hodnoty testu FL před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.

FL - PNF	Vstupní (n=20)			Výstupní (n=20)			Hodnota p
	průměr	min	max	průměr	min	max	
Force Impulse dx	99,28	74,33	138,67	92,9	73	137	0,00053*
Force Impulse sin	99,35	79	127	90,75	68,33	126,33	0,000033*
Contact Time dx	0,86	0,55	1,28	0,8	0,54	1,27	0,0014*
Contact Time sin	0,87	0,64	1,17	0,78	0,5	1,16	0,000056*

Legenda k tabulce 8: FL – Forward Lunge, SS – statický strečink, n – počet probandů, Force Impulse – síla odrazu výpadové DK od podložky vzhledem k tělesné hmotnosti, dx – pravý, Contact Time – doba kontaktu výpadové DK s podložkou, sin – levý, hladina významnosti $p \leq 0,05$, hodnoty označené * jsou vysoce statisticky významné ($p \leq 0,01$), snížení označeno tučně



Obrázek 13: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Force Impulse (průměrná síla výpadové DK v momentě odrazu zpět do výchozí polohy [%/s]) testu FL u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci



Obrázek 14: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Contact Time (doba kontaktu výpadové DK s podložkou [s]) testu FL u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci

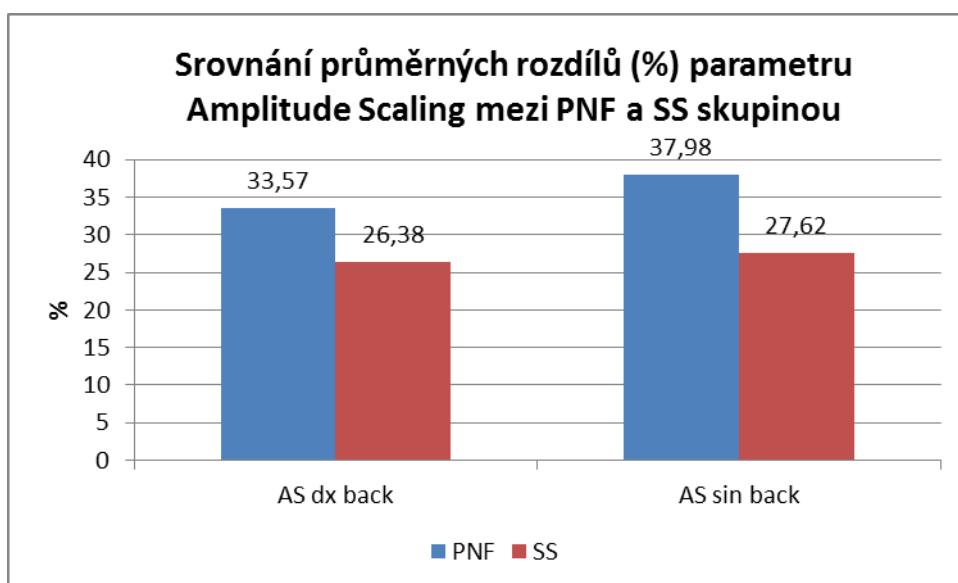
4.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5

„Je rozdíl mezi naměřenými hodnotami před a po intervenci mezi oběma skupinami?“

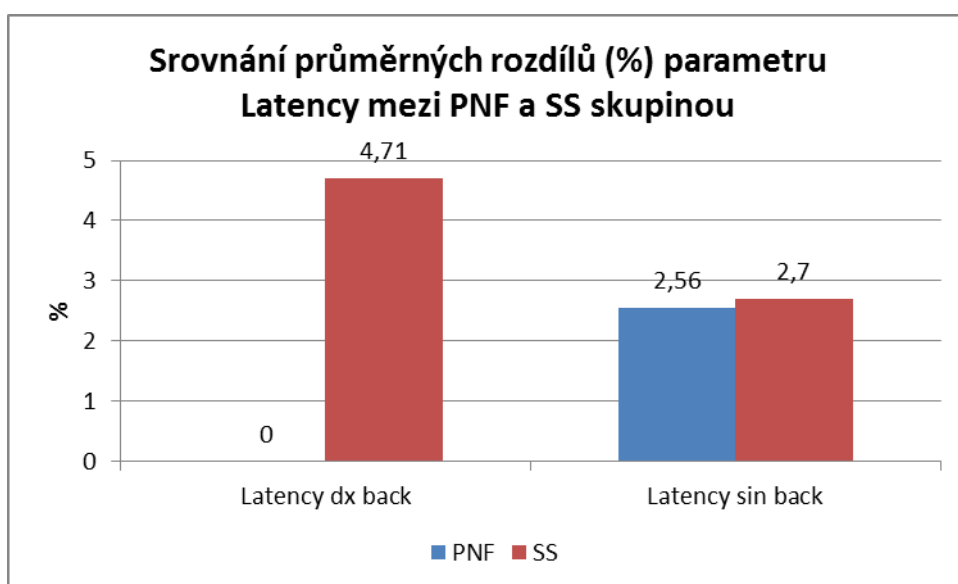
Hypotézu H₀₉ ve znění: „Není statisticky významná změna v rozdílech parametrů naměřených před intervencí a po intervenci mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink.“ **Zamítáme pro:** Direction Control ve směru 8 (dopředu doleva) a Reaction Time ve směru 3 (doprava) testu Limits of Stability ve prospěch alternativní hypotézy. Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu pro 2 nezávislé vzorky nebo Mann-Whitneova U testu jsou uvedeny v tabulce 9 a na obrázcích 18 a 19 na straně 49 a 50. **Zamítáme pro:** Force Impulse sin, Contact Time sin, Impact Index dx a Distance dx testu Forward Lunge ve prospěch alternativní hypotézy. Hodnoty popisné statistiky a výsledky párového T-testu pro 2 nezávislé vzorky nebo Mann-Whitneova U testu jsou uvedeny v tabulce 10 a na obrázcích 20, 21, 22 a 23 na straně 51-53.

Motor Control Test

Není statisticky významný rozdíl mezi žádným parametrem mezi oběma skupinami.



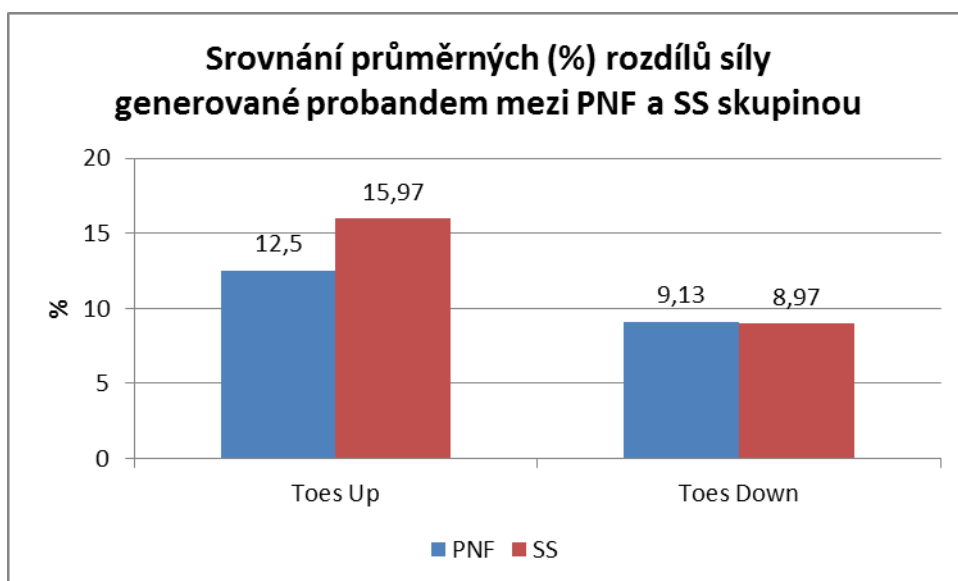
Obrázek 15: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní silové odpovědi [°/s] v reakci na pohyb plošiny) mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink



Obrázek 16: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Latency (efektivita reakce na zevní podnět [ms]) mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink

Adaptation Test

Není statisticky významný rozdíl mezi žádným parametrem mezi oběma skupinami.



Obrázek 17: Srovnání průměrných (%) rozdílů síly generované probandem mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink

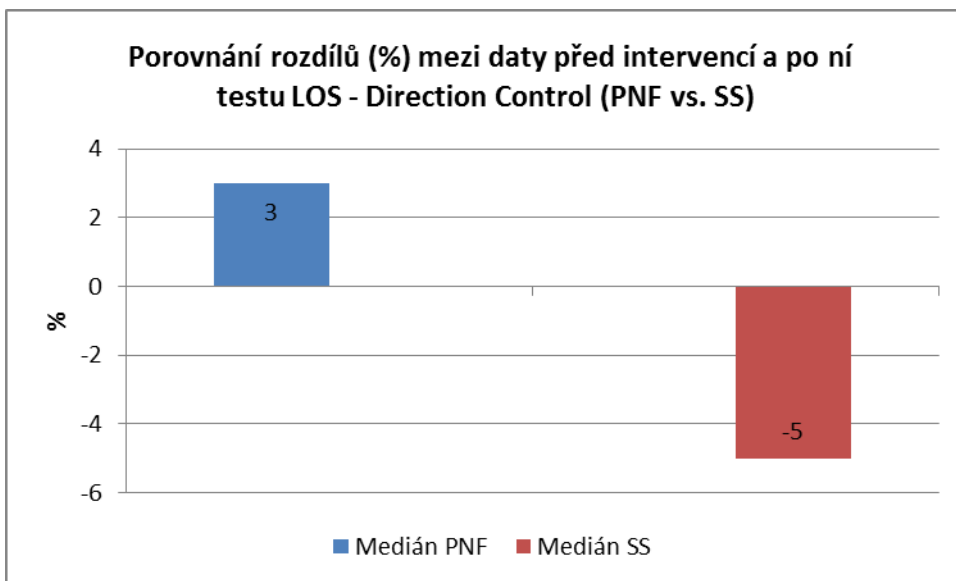
Limits of Stability

Je statisticky významný rozdíl v parametru Direction Control 8 a Reaction Time 3 testu Limits of Stability mezi oběma skupinami.

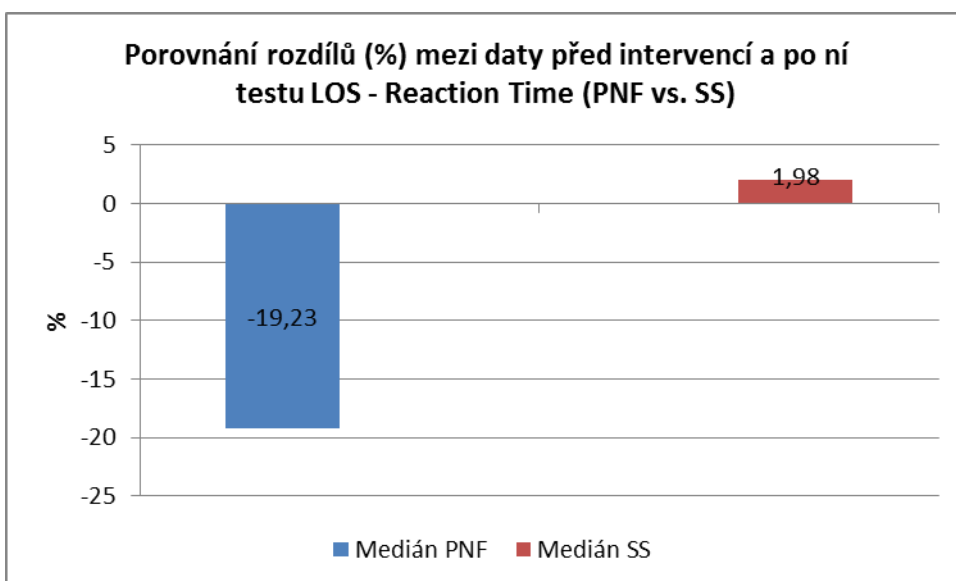
Tabulka 9: Popisná statistika parametru Direction Control (kontrola směru pohybu COG [%]), Reaction Time (reakční čas) a hodnoty p (statisticky významných veličin testu LOS) porovnávající průměrné hodnoty rozdílů (%) naměřených parametrů před intervencí a po intervenci mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.

LOS – rozdíl (%)	SS (n=20)			PNF (n=20)			Hodnota p
	medián	min	max	medián	min	max	
DCL 8	-5	-25	13	3	-11	12	0,03
RT 3	1,98	-71,01	44,76	-19,23	-126,1	30,43	0,037

Legenda k tabulce 10: LOS – Limits of Stability, SS – Statický strečink, PNF – proprioreceptivní neuromuskulární strečink, n – počet probandů, DCL 8 – Direction Control (kontrola směru pohybu COG v % ve směru 8 – dopředu doleva), Reaction Time (reakční čas ve směru 3 – doprava) hladina významnosti $p \leq 0,05$, tučně označeno zvýšení vzdálenosti



Obrázek 18: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru *Direction Control (DCL – kontrola směru pohybu COG)* testu LOS mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink



Obrázek 19: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru *Reaction Time (RT – čas znázorňující, jak rychle pacient zareaguje na zvukový signál)* testu LOS mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink

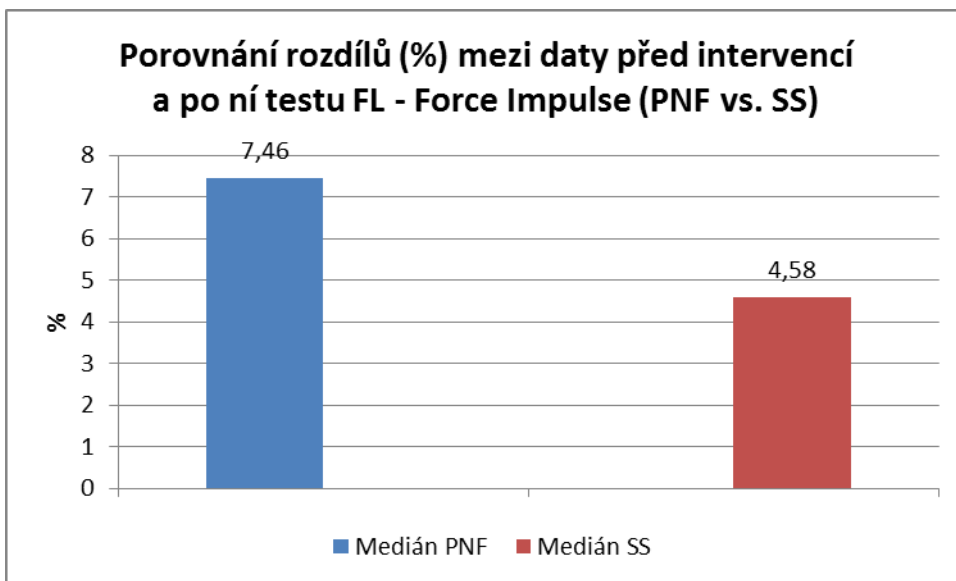
Forward Lunge

Je statisticky významný rozdíl v parametrech *Force Impulse*, *Contact Time*, *Impact Index* a *Distance* testu Forward Lunge mezi oběma skupinami.

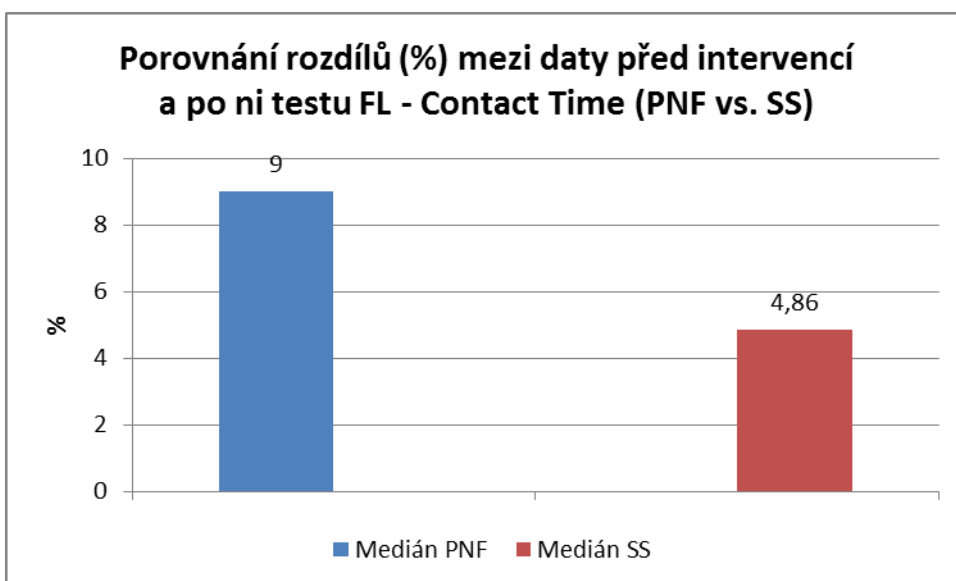
Tabulka 10: Popisná statistika parametru *Force Impulse* (průměrná síla výpadové DK produkovaná v momentě odrazu od podložky zpět do výchozí polohy vzhledem k tělesné hmotnosti [%/s]), *Contact Time* (doba kontaktu výpadové DK s podložkou [s]), *Impact Index* (síla produkovaná DK při došlapu vzhledem k tělesné hmotnosti [%]), *Distance* (průměrná délka výpadu vzhledem k tělesné výšce [%]) a hodnoty *p* (statisticky významných veličin testu FL) porovnávající průměrné hodnoty rozdílů (%) naměřených parametrů před intervencí a po intervenci mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.

FL - rozdíly	SS (n=20)			PNF (n=20)			Hodnota p
	medián	min	max	medián	min	max	
Force Impulse sin	4,58	-7,61	12,27	7,46	-1,57	22,28	0,016
Contact Time sin	4,85	-8,94	16,66	9	-1,69	25,24	0,027
Impact Index dx	8,68	-38,34	57,14	-5,66	-48,2	29,05	0,037
Distance dx	-0,63	-13,17	5,51	1,94	-7,05	10,27	0,051

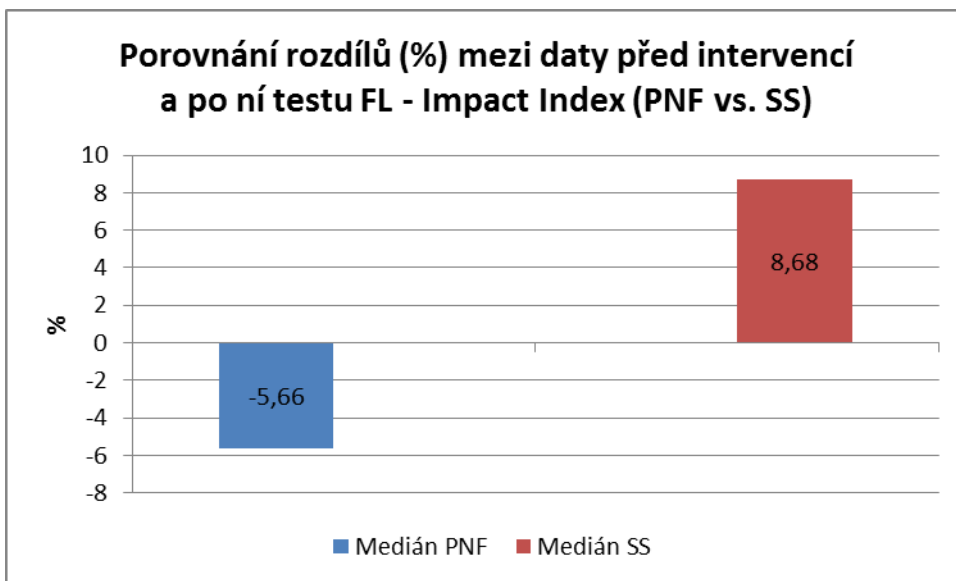
Legenda k tabulce 9: FL – Forward Lunge, SS – statický strečink, n – počet probandů, PNF – proprioreceptivní neuromuskulární strečink, Force Impulse – síla výpadové DK produkovaná v momentě odrazu od podložky, Contact Time – doba kontaktu DK s podložkou, Impact Index – síla produkovaná výpadovou DK v momentě došlapu, Distance – délka kroku během výpadu, sin – levý, dx – pravý, hladina významnosti $p \leq 0,05$, snížení označeno tučně



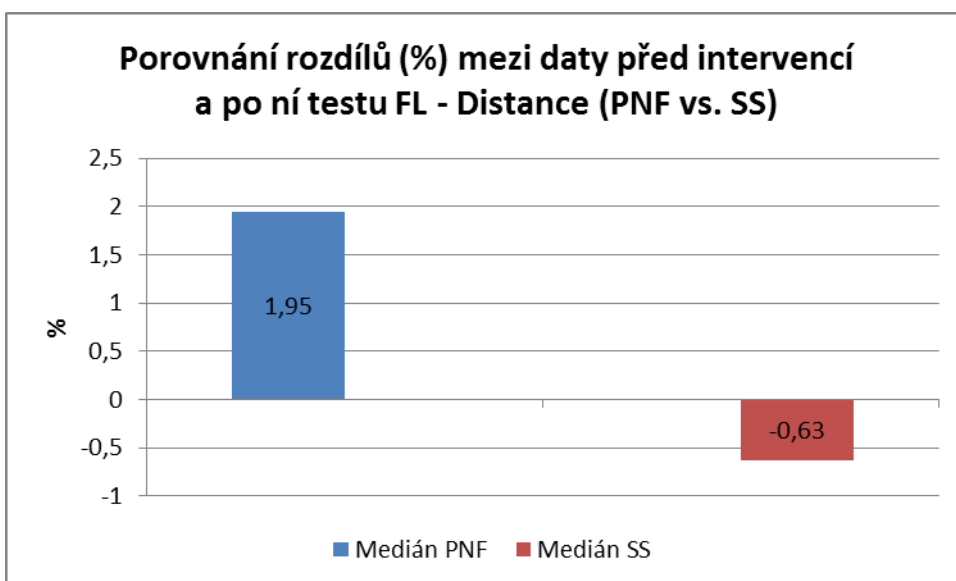
Obrázek 20: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Force Impulse (průměrná síla výpadové DK produkovaná v momentě odrazu od podložky) testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink



Obrázek 21: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Contact Time (průměrná doba potřebná k odrazu výpadové DK od podložky) testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink



Obrázek 22: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Impact Index (průměrná síla produkovaná DK v momentě došlapu na podložku) testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink



Obrázek 23: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Distance (Průměrná délka kroku během výpadu) testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je shrnout výsledky experimentu a porovnat je s dostupnými poznatky z odborných studií.

V diplomové práci jsme porovnávaly účinky statického strečinku a PNF techniky kontrakce-relaxace na posturální stabilitu.

Pro PNF strečink byla zvolena 1. diagonála extenčního vzoru na dolní končetině, technika kontrakce-relaxace-kontrakce antagonisty, která pro zvyšování rozsahu využívá principu reciproční inhibice. Pro statický strečink byla dosažena stejná pozice jako u PNF strečinku, která byla pasivně držena terapeutem.

V experimentu byla hodnocena efektivita reakcí na nečekaný podnět, schopnost volní kontroly polohy COG bez změny opěrné báze a kontrola během funkčních pohybů v prostoru. Posturální stabilita byla naměřena na posturografu firmy NeuroCom®.

Při hodnocení účinku statického strečinku dorzálních svalů dolní končetiny na efektivitu automatických reakcí (MCT, AT) došlo ke staticky významnému snížení času potřebného k reakci probanda na předozadní translaci podložky a amplitudy aktivní silové odpovědi. V případě PNF strečinku došlo pouze ke statisticky významnému snížení amplitudy aktivní silové odpovědi. U obou skupin došlo ke statisticky významnému snížení reakční síly generované probandem při rotaci plošiny. Není statisticky významný rozdíl mezi výsledky testů MCT a AT obou skupin.

Při hodnocení účinku strečinku na parametry volního pohybu COG bez změny opěrné báze (LOS) došlo po statickém strečinku ke statisticky významnému zvýšení průměrné rychlosti ve směru dozadu doleva a dopředu doleva a rovněž došlo k významnému snížení bodu maximálního vychýlení COG ve směru dopředu, dozadu doprava a dozadu. Po PNF strečinku došlo k významnému zhoršení kontroly pohybu ve směru dopředu a rovněž ke snížení maximálního vychýlení ve směru dozadu.

Při hodnocení kontroly pohybu během výpadu vpřed došlo u obou skupin ke statisticky významnému snížení doby potřebné k odrazu a průměrné síly produkované v momentě odrazu od podložky. Přestože došlo při porovnání rozdílů PNF a statické strečinku ke statisticky významnému zlepšení u PNF strečinku, nelze hovořit o tom, že je v tomto směru efektivnější, protože ke zlepšení došlo pouze na jedné končetině.

5.1 Diskuze k metodice ve vztahu k výsledkům práce

V této části se zaměřujeme na porovnání výsledků předkládaného experimentu s výsledky publikovaných odborných studií.

Stále přetrvává názor, že flexibilita svalů vyžadující pravidelné protahování snižuje riziko svalového či kosterního poranění a zvyšuje fyzický výkon (Davis, 2005, p. 27). U většiny druhů sportů se setkáváme s běžnou praxí, že strečink přispívá k prevenci poranění. Lim (2014, p. 214) uvádí, že strečink a zahřátí se zdají být klíčovými parametry pro úspěšné provedení cviků. Čím dál častěji ale slýcháváme názory, že tento postup je nejednoznačný (Puentedura, 2010, p. 122).

5.1.1 Diskuze k výběru typu strečinku

O to, jakou techniku strečinku vybrat, aby byla co nejúčinnější, se vedou časté spory. Rovněž se vede diskuze o době trvání, frekvenci, počtu opakování, denní dávce a délce programu strečinku (Davis, 2005, p. 27). Ani v naší práci nedošlo k potvrzení, která technika strečinku je účinnější.

Statický strečink je vnímán jako velmi efektivní pro zvýšení rozsahu pohybu (Davis, 2005, p. 27), avšak autoři nejčastěji uvádějí jako nejúčinnější PNF strečink (Scott et al., 2001; Bonnar et al., 2004).

Davis et al. ve své studii porovnávají tři typy strečinku (statický, PNF a autostrečink) a zkoumají jejich vliv na flexibilitu hamstringů. Do studie bylo zahrnuto 19 probandů (věk $23,1 \pm 1,5$ let), kteří byli náhodně rozděleni do čtyř skupin – 3 se strečinkem a 1 kontrolní skupina. Probandi vykonávali strečink třikrát týdně po dobu 4 týdnů. Strečink byl prováděn 30 s. Po 4 týdnech se u všech strečinkových metod ukázalo statisticky významné zlepšení flexibility hamstringů v porovnání s počátečním stavem, ale pouze u statického strečinku došlo k významnému zlepšení v porovnání s kontrolní skupinou. Z toho vyplývá, že 30 s trvajícím strečinkem prováděným třikrát týdně po dobu 4 týdnů významně zvyšuje flexibilitu hamstringů (Davis et al., 2005, pp. 28-30).

O' Hora et al. porovnávali účinnost statického strečinku a PNF strečinku na délku hamstringů po jedné terapii. Do studie bylo zahrnuto 45 probandů (věk 21 – 35 let), kteří byli randomizovaně rozděleni do 3 skupin – 2 se strečinkem a 1 kontrolní skupina. U obou skupin došlo pouze k jedné aplikaci strečinku – statický strečink trval 30 s, při PNF strečinku došlo

ke kontrakci (6 s) agonistů následovanou pasivním protažením. Po strečinku došlo k významnému zvýšení délky hamstringů u obou strečinkových skupin v porovnání s kontrolní skupinou. PNF skupina zaznamenala lepší výsledek v porovnání se statickým strečinkem. Domnívají se, že za úspěchem PNF strečinku stojí autogenní inhibice vedoucí k relaxaci svalů a lepší flexibilitě (O' Hora et al., 2011, pp. 1587-1591).

Z výsledků Davise (2005) a O' Hory (2011) vyplývá, že v případě dlouhodobého zlepšení flexibility hamstringů je výhodnější využít statický strečink, kdežto v případě krátkodobého účinku je lepší aplikovat PNF strečink.

Bradley et al. ve své studii porovnávají efekt statického, balistického a PNF strečinku na výkon vertikálního skoku. Studie se účastnilo 18 probandů (věk $23,3 \pm 3,2$ let), kteří byli rozděleni do čtyř skupin – 3 se strečinkem a 1 kontrolní skupina. Testování vertikálního skoku se provádělo před strečinkem a v 1., 5., 15., 30. a 60. minutě po protažení. Strečink byl prováděn na hlavních svalech, které se účastní vertikálního skoku – quadriceps, hamstringy, plantyflexory. Po všech variantách strečinku došlo ke snížení výšky skoku v 1. a 5. minutě. K optimalizaci výšky skoku srovnatelné s výkonem před strečinkem došlo u PNF strečinku a statického strečinku po 15ti minutách. Fowles (2000, p. 1179) popisuje, že počáteční zhoršení výkonu po strečinku je způsobeno změnami neuromuskulárních a mechanických vlastností svalu. Po delším časovém odstupu (15 min) dojde pravděpodobně k obnovení volní svalové aktivity a zvýšení tuhosti v MTJ. Výsledek studie naznačuje, že by měli mít sportovci alespoň 15ti minutový interval před provedením výbušného sportovního výkonu po PNF či statickém strečinku (Bradley et al., 2007, 223-225).

Aplakya zjišťoval, zda různá doba strečinku může mít vliv na výkon vertikálního skoku. Studie se zúčastnilo 25 sportovců (věk $20,8 \pm 2,3$ let), kteří podstoupili 15ti, 30ti a 45ti sekundový statický strečink v průběhu 3 samostatných dnů. Byly protahovány hamstringy, quadriceps a plantyflexory. Ukázalo se, že 30 a 45 s trvající statický strečink významně snižuje výšku vertikálního skoku. Nebyly prokázány významné účinky po 15 s trvajícím strečinku. Závěrem práce tedy je, že krátkodobý strečink může být aplikován před výkonem vyžadující výbušnou sílu (Alpkaya, 2013, pp. 213-214).

Church et al. porovnávali efekt statického strečinku a metody CRAC PNF strečinku na výkon vertikálního skoku. Do studie bylo zahrnuto 40 jedinců (věk $20,3 \pm 1,6$ let), kteří byli rozděleni do třech skupin – 2 se strečinkem, 1 kontrolní skupina. Strečink byl aplikován na quadriceps a hamstringy. Při PNF strečinku došlo k 10 s isometrické kontrakci antagonistů následovanou 10 s trvající silnou kontrakcí agonistů do dalšího rozsahu pohybu.

Proces se třikrát opakoval. Pouze u PNF strečinku došlo k významnému snížení výšky vertikálního skoku. Autoři to vysvětlují tím, že opakované protahování, jako v případě metody CRAC PNF strečinku, vede k autogenní inhibici a tudíž je k dispozici méně motorických jednotek potřebných ke kontrakci (Church et al., 2001, pp. 333-335).

U výše uvedených studií, které se zabývají vlivem strečinku na výkon vertikálního skoku, došlo po aplikaci jak statického, tak PNF strečinku k poklesu výšky vertikálního skoku.

V případě naší studie došlo u testu Forward Lunge po aplikaci obou typů strečinku ke snížení síly potřebné k odrazu zpět do výchozí polohy i ke zkrácení doby kontaktu výpadové dolní končetiny s podložkou. Po strečinku tedy došlo ke zlepšení silových parametrů v porovnání s výše předkládanými studiemi.

Miyahara et al. porovnávali efekt statického strečinku a PNF strečinku na maximální volní kontrakci (MVC) a rozsah pohybu (ROM). Do studie bylo zahrnuto 14 probandů (věk 20 ± 1 let). Testovány byly 3 situace, které všichni probandi podstoupili během tří oddělených dní. Jednalo se o 2 strečinkové situace (PNF, SS) a jedna kontrolní (bez strečinku). Strečink byl aplikován na hamstringy. Isometrická kontrakce agonistů CRAC-PNF strečinku trvala 6 s a byla následována 45 s kontrakcí antagonistů. Doba statického protažení byla 45 s. Proces se u obou skupin celkem pětikrát opakoval. Testování MVC bylo měřeno flexí v kolenním kloubu před a po strečinku. Během testu MVC i během strečinku byla zaznamenávána aktivita m. biceps femoris a m. vastus lateralis pomocí povrchové elektromyografie. Rovněž byl testován ROM před a po strečinku. Po PNF strečinku došlo ke statisticky významnému zlepšení ROM v porovnání se statickým strečinkem. Snížení MVC bylo u obou skupin podobné (Miyahara et al., 2013, pp. 196-198).

Přestože spousta autorů uvádí, že jak PNF, tak SS snižují excitabilitu alfa-motoneuronů protahovaného svalu autogenní inhibicí pramenící z GTOs, Miyahara et al. pozorovali vyšší (přibližně dvakrát) EMG aktivitu v protahovaném m. biceps femoris během CRAC-PNF strečinku než během SS. Taková svalová aktivace může být spojena se skutečnou produkcí síly během PNF strečinku. Například při kontrakci quadricepsu během závěrečné fáze CRAC-PNF strečinku došlo při snaze o udržení maximální extenze v kolenním kloubu ke kontrakci hamstringů. (Miyahara et al., 2013, p. 199; Ostering et al., 1990, p. 109). Tato zjištění naznačují, že další zvýšení ROM metodou CRAC může být způsobeno spíše vyšší tolerancí na protažení nebo zvýšením prahu bolesti, než snížením muskulotendinózní tuhosti hamstringů (Miyahara et al., 2013, p. 199-200).

5.1.2 Diskuze k intenzitě kontrakce během PNF strečinku

V naší studii byla využita intenzita kontrakce 60 % maximální volní isometrické kontrakce.

Sheard and Painne zjišťovali optimální intenzitu kontrakce při PNF strečinku, která pozitivně ovlivní rozsah pohybu. Do studie bylo zahrnuto 56 probandů (věk $21,1 \pm 1,3$ let). Každý sportovec se zúčastnil 4 měřících dní. První den byla stanovena probandova maximální volní isometrická kontrakce (MVIC). V týdenních intervalech byly provedeny 3 experimentální zásahy, při nichž byla nastavena intenzita kontrakce na 20, 50 a 100 % MVIC. Intenzita kontrakce byla zaznamenávána dynamometrem po celou dobu kontrakce. Strečink byl prováděn na hamstringech dominantní dolní končetiny, druhá končetina sloužila jako kontrolní skupina. Délka isometrické kontrakce měla 5 s. Po strečinku došlo ke statisticky významnému zlepšení ROM u všech tří skupin. Rovněž došlo ke statisticky významným rozdílům mezi nimi. Po výpočtu autoři stanovili 64,3 % MVIC jako optimální intenzitu kontrakce, kterou probandi získali zlepšení ROM o $13,3^\circ$ v porovnání s neošetřovanou druhostrannou končetinou. Autoři doporučují, aby sportovci a trenéři vykonávali PNF strečink s použitím submaximální intenzity kontrakce blížící se 65 % MVIC pro maximalizaci ROM a omezení potenciálního rizika zranění, které může doprovázet aplikace intenzity blížící se 100 % MVIC (Sheard and Painne, 2010, pp. 417-420).

Feland and Martin zjišťovali optimální intenzitu (20-100%) kontrakce u techniky CR-PNF, která zlepšuje flexibilitu hamstringů. Studie se zúčastnilo 72 probandů (věk $22,6 \pm 2,0$ let), kteří byli rozděleni do čtyř skupin – 3 se strečinkem a 1 kontrolní skupina. Testovány byly intenzity 20, 60 a 100 % MVIC. Probandi kontrolovali intenzitu kontrakce z grafu na monitoru. Délka isometrické kontrakce trvala 6 s. Účastníci byli testováni každý den po dobu jednoho týdne a byl zkoumán rozdíl ve změně flexibility naměřené v pondělí a v pátek. Výsledky ukázaly, že došlo ke zlepšení flexibility hamstringů u všech tří strečinkových skupin v porovnání s kontrolní skupinkou. Autoři naznačují, že kontrakce s intenzitou 20 nebo 60 % MVIC jsou stejně účinné jako 100 % MVIC během strečinku (Feland and Martin, 2004, pp. 1,2).

Autoři se shodují na tom, že submaximální intenzita kontrakce je optimální pro dosažení maximálního ROM. Další výhodou je zvýšené pohodlí vyšetřovaného a snížení

rizika úrazů způsobených maximální kontrakcí (Felland and Martin, 2004, p. 2; Sharman, 2006, p. 936). Přestože v literatuře není k dispozici žádný důkaz o tom, že maximální intenzita skutečně zranění způsobuje (Sheard and Painne, 2010, pp. 420).

5.1.3 Diskuze k účinku strečinku na posturální stabilitu

Kontrola stability hraje zásadní roli v mnoha sportovních aktivitách a může přispět k zdárnému výkonu (Ghram, 2016, p. 2).

V této studii došlo při hodnocení účinku strečinku dorzálních svalů dolní končetiny na posturální stabilitu (testy MCT, AT) ke statisticky významnému snížení amplitudy aktivní silové odpovědi ($^{\circ}/s$) u obou skupin a ke snížení času mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí pacienta (ms) u statického strečinku. Rovněž došlo ke snížení reakční síly při rotaci plošiny u obou skupin. Domníváme se, že zlepšení v těchto parametrech má za následek motorické učení, protože při testování na posturografu dochází k opakování úkolů (Talantola, 1997, p. 77).

Ryan et al. porovnávali efekt techniky CRAC PNF strečinku na posturální stabilitu. Studie se zúčastnilo 30 probandů (věk $25,17 \pm 5,4$ let), kteří byli randomizovaně rozděleni do 3 skupin – skupina WS (warm-up and stretch = zahřátí a protažení), skupina SO (stretch only = pouze protažení) a kontrolní skupinu. Rovnováha byla měřena na posturografu – Biodex Balance System. Po strečinku došlo k významnému zlepšení mediolaterální stability, jak u skupiny WS (warm-up and stretch = zahřátí a protažení), tak u skupiny SO (stretch only = pouze protažení) v porovnání s kontrolní skupinou. Nevyšel však významný rozdíl mezi skupinami WS a SO. Autoři předpokládají, že zlepšení balančního skóre může být v důsledku motorického učení. (Ryan, 2010, pp. 2-4).

Young and Elliott argumentují, že metoda CR produkuje facilitační mechanismus, který může vést k dlouhotrvající aktivaci motorických jednotek. Zjistili, že PNF strečink nemá významný účinek na koncentrickou ani silovou výkonost (Young and Elliott, 2001, p. 277).

Ghram, Damak and Costa porovnávali efekt techniky kontrakce-relaxace PNF strečinku na kontrolu rovnováhy. Do studie bylo zahrnuto 14 probandů (věk $22,07 \pm 2,16$ let), kteří byli rozděleni do dvou skupin – se strečinkem a kontrolní skupina. Strečink trvající 10 minut byl prováděn na čtyřech svalových skupinách – quadriceps, hamstringy, m. tibialis

anterior a lýtkové svaly. Plocha COP a anterioposteriorní výchylky se významně zvýšily u obou skupin. Neexistuje však významný rozdíl mezi skupinami. Závěrem je, že technika CR PNF strečinku nepříznivě ovlivňuje statickou rovnováhu tím, že významně zvyšuje posturální vychylování. Autoři uvádějí, že negativní ovlivnění stability vzniká v důsledku autogenní inhibice, překonání myotatického reflexu a snížení neurální aktivity v protahovaném svalu (Ghram, Damak and Costa, 2016, pp. 3-6).

Lim et al. porovnávali efekt statického strečinku a PNF strečinku na flexibilitu hamstringů, svalovou aktivitu a rovnováhu. Studie se zúčastnilo 48 probandů (věk $22,38 \pm 2,31$ let), kteří byli náhodně rozděleni do 3 skupin – 2 se strečinkem, 1 kontrolní skupina. Strečink byl na hamstringy aplikován pouze jednou – 30 s u statického strečinku, 6 s kontrakce agonistů, 5 s relaxace a 6 s aktivace antagonistů u PNF strečinku. Po strečinku došlo k významnému zvýšení flexibility u obou strečinkových skupin v porovnání s kontrolní skupinou. Nedošlo však k významnému rozdílu mezi skupinami. Svalová aktivita během isometrické svalové kontrakce nevyšla významně rozdílná napříč skupinami, pouze u statického strečinku došlo ke zvýšení svalové aktivity po strečinku. Žádná ze skupin nevykázala významný rozdíl v rovnováze před a po strečinku, přestože vychylování postury mělo tendenci se snižovat. Nedošlo ani k významnému rozdílu mezi skupinami. Závěrem lze konstatovat, že statický i PNF strečink je efektivní ve zvyšování flexibility hamstringů bez redukce svalové aktivity (Lim, 2014, pp. 201-214)

Behm et al. zkoumali vliv krátkodobého statického strečinku na rovnováhu a dobu reakce a pohybu. Studie se zúčastnilo 16 probandů (věk $24,1 \pm 7,4$ let), kteří byli rozděleni do dvou skupin – se strečinkem a kontrolní skupina. Strečink byl prováděn na quadricepsu, hamstringcích a plantyflexorech. Strečink trval třikrát 45 s, s 15 s pauzou mezi svalovými skupinami. Byl zaznamenán významný pokles balančního skóre strečinkové skupiny ($\downarrow 9,2 \%$) v porovnání s kontrolní skupinou ($\uparrow 17,3 \%$). Stejně tak došlo ke zhoršení doby reakce (RT) a pohybu (MT) u strečinkové skupiny. Domnívají se, že snížení rovnováhy vzniklo z důvodu zpomalení rychlosti GTO a svalových vřetének vlivem uvolnění MTJ po aplikaci strečinku. Zvýšená inhibice motoneuronu pravděpodobně ovlivňuje vysokorychlostní kontrakci motorických jednotek, které by mohly ovlivnit zhoršení RT a MT (Behm et al., 2004, pp. 1398-1401).

Podle Behma (2004, p. 1402) může vést snížení tuhosti kloubů, fascií a MTJ k narušení rovnováhy a dále mohou snižovat výkonnost v řadě oblastí, jako je vertikální skok,

reakční čas či rychlost. Podobně negativní účinky na balanční výkonnost popisuje Nagano (2006, p. 426) po 3 min statickém strečinku aplikovaném na lýtkové svaly.

Lima et al. zkoumali momentální efekt statického strečinku plantárních flexorů na stoj na jedné DK. Studie se zúčastnilo 14 probandů (7 žen, věk 22 ± 3 a 7 mužů, věk 25 ± 3), jejichž dominantní dolní končetina byla experimentální skupinou a druhá DK kontrolní skupinou. Statický strečink probíhal v šesti opakováních po 45 s, s 15 s pauzami. Okamžitě po strečinku bylo prokázáno momentální zvýšení ROM v hlezenním kloubu u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní. COP plocha a EMG aktivita m. gastrocnemius lateralis se významně zvýšily. Závěrem tedy je, že zvýšení ROM zvyšuje posturální vychylování a svalovou aktivitu. Autoři uvádějí, že zatím nelze konstatovat, zda zvýšení plochy COP a svalové aktivity ovlivňují riziko pádů a nestabilitu kotníku (Lima et al., 2014, 565-568).

Nelson et al. porovnávali efekt statického strečinku na rovnováhu u balančně netrénovaných jedinců. Studie se účastnilo 42 takových studentů (věk 22 ± 4 let) a 10 trénovaných surfařů (věk 25 ± 6). Probandi byli rozděleni do 4 skupin – studenti se strečinkem, studenti bez strečinku, surfaři se strečinkem, surfaři bez strečinku. Strečink byl aplikován na svalové skupiny v oblasti kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů a dohromady trval 30 min. Po strečinku se u obou skupin zvýšila flexibilita protahovaných svalů. Balanční čas se u studentů významně zlepšil (o 11,4 %), ale surfaři významnou změnu neměli. Závěrem tedy je, že zkušenosti, které představují balanční úkony, nahrazují jakýkoli přínos strečinku (Nelson et al., 2012, pp. 3096-3098).

Výsledky této studie naznačují, že zvýšená nestabilita může být důsledkem zvýšené kloubní tuhosti (Nelson et al., 2012, p. 3098).

5.1.4 Diskuze k délce statického strečinku

Délka statického strečinku v našem výzkumu trvala 60 s.

Costa et al. zjišťovali účinky různého trvání statického strečinku na dynamickou rovnováhu. Studie se zúčastnilo 28 žen (ve věku 18-35 let), kdy každá absolvovala 3 měření (15s strečink, 45s strečink, kontrolní skupina). Každé měření se uskutečnilo v samostatném dni a odstup mezi měřeními byl minimálně 48 hodin. Protahovány byly svaly dolní končetiny – quadriceps, hamstringy a lýtkové svaly. Při strečinku byla každá pozice třikrát opakována, s 15 s pauzami. Ve dvou strečinkových protokolech byly pozice drženy po dobu 15 nebo 45

sekund. Po 15 s trvajícím strečinku došlo k významnému zlepšení balančního skóre. Nedošlo však ke statisticky významnému rozdílu mezi skupinami. Závěr studie ukazuje, že 45 s trvajícím strečinkem nepříznivě ovlivňuje rovnováhu, naopak 15 s strečink může snižovat posturální nestabilitu (Costa et al., 2009, pp. 141-143).

Mírná doba trvání strečinku – 15 s – může způsobit takové změny MTJ, které nejsou škodlivé pro přirozené fungování svalu, a může vykazovat pozitivní výsledky na rovnováhu (Costa et al., 2009, 144). Navíc se prokázalo, že statický strečink zvyšuje citlivost na postavení v kloubech a může tak hrát roli ve zvýšení zpětné vazby z proprioreceptorů (Ghaffarinejad et al., 2007, p. 687). Zlepšení propriocepce by mohlo být mechanismem pro zlepšení rovnováhy (Costa et al., 2009, 144).

Ogura et al. zjišťovali, zda různá doba strečinku může mít vliv na maximální volní kontrakci (MVC). Studie se účastnilo 10 mužů (věk 20 let). Autoři porovnávali 30 s a 60 s statického strečinku hamstringů a kontrolní skupinu (bez strečinku). MVC byla významně snížena u 60 s trvajícím strečinku v porovnání se 30 s strečinkem. Nedošlo k významnému rozdílu mezi 30 s trvajícím strečinkem a kontrolní skupinou. Závěrem lze říci, že 30 s trvajícím statickým strečinkem nemá negativní efekt na produkci svalové síly (Ogura et al., 2007, pp. 788 - 789).

U všech předkládaných studií nebyly prokázány významné účinky (Aplakya, 2013, p. 214; Ogura et al., 2007, p. 789) nebo došlo ke zlepšení (Costa et al., 2009, p. 143) po aplikaci 15-30 s trvajícím statického strečinku u šetřených parametrů (výkon vertikálního skoku, maximální volní kontrakce, rovnováha). U dlouhodobějšího strečinku dochází ke snížení tuhosti MTJ, což může prodloužit dobu přenosu sil a signálů mezi centrálním nervovým systémem a kosterním systémem (Fowles et al., 2000, p. 1186; Young and Elliot, 2001, p. 277; Behm et al., 2004, p. 1400).

Zakas et al. zkoumali krátkodobý efekt statického strečinku na ROM u starších žen. Studie se zúčastnilo 20 žen (věk $75,9 \pm 5,4$ let), které byly rozděleny do 4 skupin – 3 se strečinkem, 1 kontrolní skupina. První strečinkový protokol zahrnoval streč trvajícím 60 s (1x60), druhý obsahoval dva 30 s streče (2x30) a třetí zahrnoval čtyři 15 s streče (4x15). Po strečinku došlo u všech experimentálních skupin ke zlepšení flexibility vybraných svalů v porovnání s kontrolní skupinou. Nedošlo k významným rozdílům mezi skupinami. Závěrem lze říci, že jeden 60 s trvajícím streč produkuje stejný účinek jako dva 30 s a čtyři 15 s během tréninku flexibility u starších žen (Zakas et al., 2005, pp. 272-273).

Bandy, Irion and Briggler uvádějí, že nejefektivnější délka statického strečinku je 30 s, protože flexibilita nebyla navýšena v aplikacích trvajících déle než 30 s (Bandy et al, 1997, p. 1095).

5.1.5 Diskuze k délce PNF strečinku

Délka isometrické kontrakce v našem výzkumu trvala 6 s. Celková délka strečinkového protokolu trvala 1 min.

Stejně délky isometrické kontrakce jako v naší studii využívali i další autoři (Gomes et al., 2011; Babault, Kouassi, Desbrosses, 2008; Feland and Martin, 2004; O'Hora et al., 2011; Miyahara et al. 2013).

Rowlands, Marginson and Lee hodnotili účinek dvou délek isometrické kontrakce během PNF strečinku na flexibilitu hamstringů. Studie se zúčastnilo 43 žen (věk $20 \pm 1,3$ let), které byly rozděleny do třech skupin – 5 s isometrické kontrakce, 10 s isometrické kontrakce a kontrolní skupina. Strečink byl aplikován dvakrát týdně po dobu 6 měsíců a flexibilita byla posuzována na počátku, ve 3. týdnu a v 6. týdnu. PNF strečinkovému protokolu předcházelo 5 minutové zahřátí a 5 minut trvajících statický strečink. Po třech a šesti týdnech byla flexibilita statisticky významně nižší u kontrolní skupiny v porovnání s oběma strečinkovými skupinami. Delší trvání isometrické kontrakce vedlo k významnému zlepšení flexibility hamstringů po třech a šesti týdnech v porovnání s kratší délkou kontrakce. Autoři se domnívají, že delší trvání isometrické kontrakce facilituje větší autogenní inhibici, jež vede k delší relaxaci svalu a umožňuje jeho prodloužení. Cílem práce je, že délka a síla isometrické kontrakce by mohla ovlivnit stupeň nebo trvání inhibice (Rowlands, Marginson, Lee, 2003, pp. 48-50).

Bonnar, Deivert and Gould určují délku isometrické kontrakce techniky hold-relax, která nejlépe účinkuje na rozsah pohybu v kyčelním kloubu. Studie se zúčastnilo 60 probandů (věk $21,52 \pm 2,06$), kteří byli rozděleni do tří skupin, které se lišily v délce izometrické kontrakce – 3 s, 6 s, 10 s. Po strečinku došlo u všech skupin ke statisticky významnému zlepšení v porovnání s výchozím vyšetřením, ale nedošlo ke statisticky významným rozdílům mezi skupinami. Cílem práce je, že lze vybrat libovolnou délku kontrakce a poskytnout stejné výsledky ve flexibilitě kyčelního kloubu (Bonnar, Deivert and Gould, 2004, pp. 259-260).

V případě PNF strečinku se v literatuře setkáváme s různými technikami provedení. Bradley (2007, pp. 1065-1066) a Puentedura (2010, p. 123) ve svých studiích popisují PNF strečink spíše jako techniku PIR s protažením, tedy maximální nebo submaximální kontrakcí antagonistů následovanou pasivním protažením agonisty. Délka kontrakce vs. délka pasivního protažení je různá, u Bradleyho poměrně 1:6, u Puentedury dokonce 1:1.

Church (2001, p. 333) a Ryan (2010, p. 2) využívají techniku CRAC PNF strečinku. Church aplikuje 10 s trvající izometrickou kontrakci antagonisty, následovanou 10 s trvající kontrakcí agonisty s pasivní dopomocí do dalšího rozsahu. Ryan využívá 7 s trvající izometrickou kontrakci antagonisty, následovanou koncentrickou kontrakcí agonisty trvající 4 s.

Ghram, Damak and Costa (2016, p. 3) ve své studii využívají techniku CR PNF strečinku – 5 s maximální isometrické kontrakce, 5 s relaxace, 5 s statického strečinku.

Autoři studií využívají délky kontrakce agonostů v rozmezí od 3 do 15 s a pokud byla využita jakákoli doba z tohoto rozmezí, došlo ve většině případů ke zvýšení rozsahu pohybu (Sharman, 2006, p. 935).

5.1.6 Diskuze k účinku strečinku na výkonost

Mnohé studie ukazují, že delší trvání statického strečinku negativně ovlivňuje výkonost, zatímco dynamické protahování nemá žádný dopad nebo může zlepšit výkonost (Behm et al., 2004, Behm and Kibele, 2007).

Behm and Kibele porovnávali různé intenzity statického strečinku na 5 typů skoků. Studie se účastnilo 10 probandů (věk $27,6 \pm 3,7$ let). Různé intenzity strečinku byly prováděny v samostatných dnech s minimálně 48 hodinami mezi jednotlivými sezeními. Statický strečink byl aplikován čtyřikrát po dobu 30 s, s 30 s relaxací mezi svalovými skupinami při intenzitě 100% (POD – point of discomfort), 75% a 50% POD. Došlo k protažení hamstringů, quadricepsu a plantyflexorů. Všechny tři intenzity nepříznivě ovlivnily výšku skoku. Došlo k významnému snížení výšky všech typů skoků o 3,5 %. K největšímu snížení došlo u squat skoku – 5,7 %. Závěrem autoři doporučují, aby statický strečink jakékoli intenzity nad 50% POD nebyl prováděn před atletickými výkony s cílem dosažení maximální výšky (Behm and Kibele, 2007, pp. 588-597).

Gomes et al. porovnávali krátkodobý efekt statického a PNF strečinku na svalovou vytrvalost při intenzitě mezi 40 a 80% jedné maximální extenze v kolenním kloubu (EK) a bench pressu (BP). Studie se zúčastnilo 15 mužů (věk $23,9 \pm 4,3$ let), kteří byli rozděleni do třech skupin – 2 se strečinkem, 1 kontrolní skupina. Statický strečink sestával ze třech 30ti s protažení. Při PNF strečinku došlo k 6ti s isometrické kontrakci, kterou následovalo 30ti s protažením. Strečink se vztahoval na svaly pletence ramenního a extensory kolenního kloubu. Oba testy (EK, BP) posuzující vytrvalost provedli probandi při intenzitě 40, 60 a 80% maxima. Po PNF strečinku došlo ke statisticky významnému snížení počtu opakování EK v porovnání s kontrolní skupinou při všech intenzitách a v porovnání se statickým strečinkem při intenzitě 60 a 80% maxima. Stejně tak v případě BP došlo u PNF strečinku ke statisticky významnému snížení počtu opakování v porovnání s kontrolní skupinou při intenzitách 60 a 80% maxima. Tato zjištění naznačují, že by sportovci vyžadující při svých trénincích místní svalovou vytrvalost, měli vynechávat PNF strečink před těmito aktivitami (Gomes et al., 2011, pp. 746-748).

Rovněž Franco et al. odhalili statisticky významné snížení vytrvalosti u provádění bench pressu pouze u PNF strečinku a nikoli u statického strečinku (Franco et al., 2008, p. 1835).

Fowles et al. zjistili, že po aplikaci statického strečinku dojde k 28% redukci maximální volní kontrakce. Autoři se domnívají, že pokles výkonnosti způsobuje nervová únava, která by mohla způsobit pokles nábory motorických jednotek (Fowles et al., 2000, pp. 31-32).

S krátkodobým snížením produkce síly po strečinku se setkáváme v literatuře často a to nehledě na to, jakou strečinkovou techniku autoři využívají, či jak dlouho strečink trvá (Church et al, 2001; Fowles et al., 2000; Ogura et al., 2007). Toto snížení může nastat kvůli změnám ve viskoelastických vlastnostech MTJ, která vede ke snížení pasivního napětí a tuhosti a/nebo ke snížení svalové aktivace (Fowles et al., 2000, pp. 31-32).

V této práci jsme u testu Forward Lunge zkoumaly parametry *Force Impulse* – hodnotící průměrnou sílu výpadové dolní končetiny produkovanou v momentě odrazu od podložky a *Contact Time* – vyjadřující průměrnou dobu potřebnou k odrazu výpadové dolní končetiny od podložky. U obou parametrů došlo jak u skupiny provádějící statický strečink, tak u skupiny provádějící PNF strečink ke statisticky významnému snížení těchto hodnot. Takže můžeme konstatovat, že po aplikaci strečinku došlo ke zkrácení doby a zmenšení síly potřebné k odrazu probanda zpět do výchozí polohy.

Přestože předkládané studie zkoumají jiné aktivity než výpad vpřed, naše zjištění nekoreluje s předešlými studiemi. Nejenom že nedošlo ke zhoršení výkonnosti po strečinku, ba naopak v některých parametrech došlo ke zlepšení.

5.2 Limity práce

Mnoho autorů zařazuje do metodiky experimentu předeřtí, nejčastěji pět minut jízdy na bicyklovém ergometru nebo běh na běžeckém pásu (Behm et al., 2004; Behm et al., 2007; Lima et al., 2014; Ghram et al., 2016; Church et al., 2001; Costa et al., 2009; Rowland et al., 2003; Young and Elliott, 2001), což by se dalo využít v dalších výzkumech, aby se sjednotily podmínky experimentu. Ryan et al. po strečinkovém protokolu zařazují čas k odpočinku a argumentují tím, že pomůže snížit účinek únavy (Ryan, 2010).

Metodiku naší studie jsme zvolili s ohledem na omezený počet probandů a možnosti vyšetřovací místnosti. V případě budoucích studií lze využít modelu několika předkládaných výzkumů (Miyahara et al., 2013; Sheard and Painne, 2010; Costa et al., 2009; Behm and Kibele, 2007), ve kterých si autoři zvou stejné probandy na různé druhy strečinku s odstupem minimálně 48 hodin. V případě, že by testování probíhalo na posturografu, je nutná kontrolní skupina bez intervence, jelikož každé další opakování úkolu (testu) zvyšuje efekt motorického učení.

Vzhledem k tomu, že v naší studii figurovali pouze mladí a zdraví jedinci (věk 23, $3 \pm 3,7$ věk), nelze zobecňovat výsledky pro celou populaci (Ryan, 2010). V dalších studiích je nutné se zaměřit na probandy ve středním a vyšším věku, aby bylo obsaženo celé věkové spektrum.

ZÁVĚR

Při hodnocení účinku statického strečinku dorzálních svalů dolní končetiny na efektivitu automatických reakcí (MCT, AT) došlo ke staticky významnému snížení času potřebného k reakci probanda na předozadní translaci podložky a amplitudy aktivní silové odpovědi. V případě PNF strečinku došlo pouze ke statisticky významnému snížení amplitudy aktivní silové odpovědi. U obou skupin došlo ke statisticky významnému snížení reakční síly generovanou probandem při rotaci plošiny. Není statisticky významný rozdíl mezi výsledky testů MCT a AT obou skupin. Výsledky naznačují možnosti snížení aktivní silové odpovědi a zpomalení reakce na zevní podnět u PNF strečinku. Část účinku na změnu parametrů je nutné přičítat i efektu motorického učení, protože při testování na posturografu dochází k opakování úkolů (Talantola, 1997, p. 77).

Při hodnocení účinku strečinku na parametry volního pohybu COG bez změny opěrné báze v testech LOS došlo po statickém strečinku ke statisticky významnému zvýšení průměrné rychlosti ve směru dozadu doleva a dopředu doleva a dále došlo k významnému snížení bodu maximálního vychýlení COG ve směru dopředu, dozadu doprava a dozadu. Po PNF strečinku došlo ke statisticky významnému zhoršení kontroly pohybu ve směru dopředu a rovněž ke snížení maximálního vychýlení ve směru dozadu. Výsledky opět naznačují, že PNF strečink zpomaluje rychlost svalové odpovědi a krátkodobě zhoršuje intermuskulární koordinaci. Naproti tomu statický strečink vykazuje zrychlení aktivní svalové odpovědi a je možné předpokládat, že je vhodnější variantou strečinku před pohybovým výkonem, při kterém je vyžadována rychlost.

Při hodnocení kontroly pohybu během výpadu vpřed došlo u obou skupin ke statisticky významnému snížení doby potřebné k odrazu a průměrné síly produkované v momentě odrazu od podložky. Naše zjištění nekorespondují se studiemi, které dokazují snížení výkonnosti po aplikaci strečinku (Church et al, 2001; Fowles et al., 2000; Ogura et al., 2007). Přestože došlo při porovnání rozdílů PNF a statické strečinku ke statisticky významnému zlepšení u PNF strečinku, nelze hovořit o tom, že je v tomto směru efektivnější, protože ke zlepšení došlo pouze na jedné končetině.

VÝSTUPY PRO KLINICKOU PRAXI

Z výsledků práce vyplývá, že je vhodnější variantou krátkodobého strečinku aplikovaného před rychlostní pohybovou aktivitou strečink statický, protože zrychluje rychlost svalové odpovědi. Naopak PNF strečink rychlost svalové odpovědi snižuje a zároveň snižuje intermuskulární koordinaci.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADLER, S. S., BECKERS, D. 2008. *PNF in practice: an illustrated guide*. 3rd ed. Heidelberg: Springer, c2008. ISBN 978-3-540-73901-2.

ALBERTSEN, I. M, GHÉDIRA, M. 2017. Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2017, vol 33, no. 4, pp. 27-33. ISSN 1873-5711 [cit. 2017-06-14]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28135586>

ALPKAYA, U. 2013. The acute effects of different stretching durations on vertical jump performance in trained male athletes. *International Journal of Sport Studies* [online]. 2013, vol. 3, no. 2, pp. 212-217. ISSN 2251-7502. [cit. 2017-06-20]. Dostupné z: <http://ijssjournal.com/fulltext/paper-05012016114753.pdf>

ALTER, M. L., KOKKONEN, J. 1998. *Strečink: 311 protahovacích cviků pro 41 sportů*. Praha: Grada, 1998. Sport extra. ISBN 80-716-9763-X.

AKAGI, R., TAKAHASHI, H. 2013. Acute Effect of Static Stretching on Hardness of the Gastrocnemius Muscle. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2013, vol. 45, no. 7, pp. 1348-1354. ISSN: 0195-9131. [cit. 2015-12-31]. Dostupné z: http://ovidsp.tx.ovid.com/sp3.18.0b/ovidweb.cgi?&S=LAPBFPFMCHDDKHGDNCJKFELBFHFEEA00&Link+Set=S.sh.23%7c1%7csl_10

AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 7. vyd. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-707-3.

BABAULT, N., KOUASSI, B. Y. L. and DESBROSSES, K. 2008. Acute effects of 15 min static or contract-relax stretching modalities on plantar flexors neuromuscular properties. *Journal of Science and Medicine in Sport*[online]. 2008, vol. 13, no. 2, pp. 247-252 [cit. 2017-06-23]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1440244009000528>

BANDY, W. D., IRION, J. M. 1997. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy* [online]. 1997, vol. 77, no. 10, pp. 1090-1096 [cit. 2017-06-23]. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/223120155/fulltextPDF/1FA2BB1BA36C485DPQ/1?accountid=16730>

BASTLOVÁ, P. 2013. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2013. ISBN 978-802-4440-309.

BEHM, D. G., BAMBURY, A. 2004. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time and movement time. *Med Sci Sports Exerc.* [online]. 2004, vol. 36, no. 8, pp. 1397-1402, ISSN: 0195-9131 [cit. 2017-06-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15292749>

BEHM, D. G., KIBELE, A. 2007. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2007, vol 101, no. 5, pp. 587–594. ISSN 1439-6319. [cit. 2017-06-19]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00421-007-0533-5>

BEHM, D. G., CHAOUACHI, A. 2010. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *Eur J Appl Physiol.* [online]. 2010, vol. 111, no. 11, pp. 2633-2651. ISSN 1439-6327. [cit. 2017-06-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21373870>

BONNAR, B. P., DEIVERT, R. G and GOULD, T. E. 2004. The relationship between isometric contraction durations during hold-relax stretching and improvement of hamstring flexibility. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 2004, vol. 44, no. 3, pp. 258-261 [cit. 2017-06-23]. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/202681892?pq-origsite=gscholar>

BRADLEY, P. S., OLSEN, P. D. 2007. The effect of static, ballistic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2007, vol. 21, no. 1, pp. 223-226. ISSN: 1064-8011. [cit. 2015-12-31]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=THE+EFFECT+OF+STATIC%2C+BALLI>

STIC%2C+AND+PROPRIOCEPTIVE+NEUROMUSCULAR+FACILITATION+STRE TCHING+ON+VERTICAL+JUMP+PERFORMANCE

COSTA, P. A., GRAVES, B. S. 2009. The acute effects of different durations of static stretching on dynamic balance performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2009, vol. 23, no. 1, pp. 141–147. ISSN 1064-8011. [cit. 2017-06-24].

Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.25.0a/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8c6a240dd2f6a7d9eddc7558036044c4c86ed54c7c3671b5b2221daf4a35c9f6cc6114a2bd1131a00dcf9b0229069a6c13d04278072f966b612bc268e06ca05e4c7fe74039f08a9794b2dec95792c5c9d4708262e78201fa8af8ae9f6ec6c814b743ed8c93558ad519c9c48eb627e7842f5fd7511f2b80b8c8e25db6630be2cca490139686138558cebf4d8bdbfb4b38c281fbf5a70f5e7e37ead5ab97693d33a784457de060ead06d2d8f45d80b59389e7e18c90755df07e97811ce0e1a9840fb364d0eb0e3f820a9746a6dd71185a9a639f11bdc8ff404>

DAVIS, D. S., ASHBY, P. E. 2005. The effectiveness of 3stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. *Journal of Strenght and Conditioning Research* [online]. 2005, vol. 19, no. 1, pp: 27-32. ISSN: 1064-8011 [cit. 2016-5-29]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15705041>

FELAND, J. B., MARTIN, H. N. 2004. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2004, vol. 28, no. 18, pp. 1-2 [cit. 2017-06-24]. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/bjsports/38/4/e18.full.pdf>

FOWLES, J. R., SALE, D. G. 2000. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol* 89 [online]. 2000, vol. 89, no. 3, pp. 1179–1188. ISSN 8750-7587 [cit. 2017-06-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10956367>

FRANCO, B. L., SIGNORELLI, G. R. 2008. Acute Effects Of Different Stretchingexercises On Muscular Endurance. *Ournal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2008, vol. 22, no. 6, pp. 1832–1837 [cit. 2017-06-23]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/23446061_Acute_Effects_of_Different_Stretching_Exercises_on_Muscular_Endurance

GHAFFARINEJAD, F., TAGHIZADEH, S. 2007. Effect of static stretching of muscles surrounding the knee on knee joint position sense. *Br J Sports Med* [online]. 2007, vol. 41, no. 10, pp. 684–687 [cit. 2017-06-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2465159/>

GHRAM, A., DAMAK, M. 2016. Effect of acute contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on static balance in healthy men. *Science & Sports* [online]. 2016, vol. 32, no. 1, pp. 1-7. ISSN 0765-1597 [cit. 2017-06-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0765159716300855>

GOMES, T. M., SIMAO, R. 2011. Acute Effects of Two Different Stretching Methods on Local Muscular Endurance Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2011, vol. 25, no. 3, pp. 745-752. ISSN 1064-8011. [cit. 2017-06-23]. Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.25.0a/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8c8b72a1e2ee153b38817c14ab75dae8f0ec8e8a3a70320c2add125d469c7476fa75aecbc19564dd7ca6ed1cae0e9356afcaba09be9fe88110c26cef381b6f87e292123e70ad15a85c8f0d3d06e2ba8197532d2fbcaf71fb3dcbc4be3d616df1d8f6dfaf483d472a8811a1ea79f4f4ba564cb76c0ebab73b417ba8d31832e1d42f5734bc8ee7867da48fef1ffe7d22c56f6b332d7f890b2ed034d8bd41d8c74bb98105b0e47a3a91bee3cbe4deceee91a257b6b995bba99a355240f47f3dd3b88f666042b70e78e9e74d9add9bc433f2505a98428372237cf>

HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. 2014. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace. 2.*, upravené vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2014. ISBN 978-802-4619-415.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, vol. 35, no. 11, pp. 7-11. ISSN 0002-0729. [cit. 2017-06-14]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16926210>

CHURCH, J. B., WIGGINS, M. S. 2001. Effect of Warm-Up and Flexibility Treatments on Vertical Jump Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2001, vol. 15, no. 3, pp. 332-336. ISSN 11710660 [cit. 2017-06-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/117106>

- JANURA, M., JANUROVÁ, E. 2007. *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1805-6.
- KITTNAR, O. 2011. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- KOBEŠOVÁ, A., KOLÁŘ, P. and MLCOKOVÁ, J. 2012. Effect of functional stabilization training on balance and motor patterns in a patient with Charcot-Marie-Tooth disease. *Neuroendocrinology Letters* [online]. 2012, vol. 33, no. 1, pp. 3–10 [cit. 2017-06-25]. ISSN 2246-7104. Dostupné z: http://www.rehabps.com/DATA/CMT_NEL.pdf
- KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. C2009. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-807-2626-571.
- KOLÁŘOVÁ, B. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 138 s. ISBN 978-80-244-4266-2.
- LIM, K. I., NAM, H. CH. and JUNG, K. S. 2014. Effects on Hamstring Muscle Extensibility, Muscle Activity, and Balance of Different Stretching Techniques. *J Phys Ther Sci* [online]. 2014, vol. 26, no. 2, pp. 209-213. ISSN 0915-5287. [cit. 2017-06-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24648633>
- LIMA, B. N, LUCARELI, P. R. G. 2014. The Acute Effects of Unilateral Ankle Plantar Flexors Static- Stretching on Postural Sway and Gastrocnemius Muscle Activity during Single-Leg Balance Tasks. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 2014, vol. 13, no. 3, pp. 564-570. ISSN 1303-2968. [cit. 2017-06-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4126293/>
- LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, c2003. ISBN 80-866-4504-5.
- LUI, D. F., MEMON, A. 2013. Computerized dynamic posturography analysis of balance in individuals with a shoulder stabilization sling. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* [online]. 2013, vol. 39, no. 6, pp. 635-639. ISSN: 1863-9933. [cit. 2015-12-31]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00068-013-0309-z>

MIYAHARA, Y, NAITO, H. 2013. Effects of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching and Static Stretching on Maximal Voluntary Contraction. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2013, vol. 27, no. 1, pp. 195–201. ISSN 1064-8011. [cit. 2017-06-25]. Dostupné z: <http://ovidsp.uk.ovid.com/sp-3.25.0a/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8cd459dd3d39a28bad174d68313d50a0150e8b78b4a9c3c738bcaa1bd0c20dad938923ee07dc52de775daffc82540ca578cd970b2e1624b85a019244fb95d73b67510ed3ca5cfbb0ec2236141c8230fc4cf99eeb862b09231a64f9e060c9c6a35bfef4baaa2f9be4061f988b39a0597b492fce3d5c0d63b16d22a951955fb89f31834987759bf54ab7d1ed89f4070de9f9ad2836ccf2f41ba00e33fb149014229472a8a8eca7f20e13b1472d51e991730dd749219cd4e0ef3467abaa057de88b0d82c3a71e6c3af4197e89adc1cdfb7945bb86aff40988897>

MĚKOTA, K., NOVOSAD, J. 2005. *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-0981-X.

NAGANO, A., YOSHIOKA, S. 2005. Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing. *Human Movement Science* [online]. 2006, vol 25, no. 3, pp. 422–434. ISSN 1656-3540. [cit. 2017-06-18]. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0167945705001181/1-s2.0-S0167945705001181-main.pdf?_tid=a7f1f61e-543c-11e7-9d81-00000aacb361&acdnat=1497800695_1b8043d747fe51f044bd80be0c76b4b5

NELSON, A. G., KOKKONEN, J. 2014. *Strečink na anatomických základech: translating research into clinical practice*. Druhé, přepracované vydání. Praha: Grada Publishing, 2014. Sport extra. ISBN 978-802-4754-857.

NELSON, A. G, KOKKONEN, J. 2012. Acute stretching increases postural stability in nonbalance trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2012, vol. 26, no. 11, pp. 3095–3100 ISSN 1533-4287. [cit. 2017-06-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22130394>

OSTERNIG, L. R., ROBERTSON, R. N., TROXEL, R. K. and HANSEN, P. 1990. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Med Sci Sports Exerc* [online]. 1990, vol. 22, no. 1, pp. 106-111 [cit. 2017-06-25]. Dostupné z: <http://ovidsp.uk.ovid.com/sp-3.25.0a/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=DAGBPDGDDKHFALDOFNGKDFJHENEDAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3f%26Full%2bText%3dL%257cS.sh.22.23%257c0>

%257c00124278-201301000-

00027%26S%3dDAGBPDGDDKHFALDOFNGKDFJHENEDAA00&directlink=http%3a%2f%2fovidsp.uk.ovid.com%2fovftpdfs%2fPDHFFNJHDFDODK00%2ffs047%2fovft%2flive%2fgv038%2f00005768%2f00005768-199002000-

00017.pdf&filename=Differential+responses+to+proprioceptive+neuromuscular+facilitati on+%28PNF%29+stretch+techniques.&link_from=BIB.

OGURA, Y., MIYAHARA, Y. 2007. Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2007, vol 21, no. 3, pp. 788–792. ISSN 1064-8011. [cit. 2017-06-20]. Dostupné z: [http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-](http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.25.0a/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=JOEPFPKNEADDGLPPNCGKIDDCEEE)

3.25.0a/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=JOEPFPKNEADDGLPPNCGKIDDCEEE MAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3fMain%2bSearch%2bPage%3d1%26S%3dJOEPFPK NEADDGLPPNCGKIDDCEEE00&directlink=http%3a%2f%2fovidsp.tx.ovid.com %2fovftpdfs%2fFPDDNDCIDPPEA00%2ffs046%2fovft%2flive%2fgv025%2f0012427 8%2f00124278-200708000-

00023.pdf&filename=DURATION+OF+STATIC+STRETCHING+INFLUENCES+MUS CLE+FORCE+PRODUCTION+IN+HAMSTRING+MUSCLES.&link_from=S.sh.24%7 c1&pdf_key=FPDDNDCIDPPEA00&pdf_index=/fs046/ovft/

O'HORA, J a CARTWRIGHT, A. 2011. Efficacy of static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation stretch on hamstrings length after a single session. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2011, vol. 25, no. 6, pp. 1586-9. ISSN 1533-4287. [cit. 2017-06-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21386723>

PUENTEDURA, E. J, HUIJBREGTS, P. A. 2010. Immediate effects of quantified hamstring stretching: Hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus static stretching. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2010, vol. 12, no. 3, pp. 122-126 [cit. 2017-06-16]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X11000149>

ROWLANDS, A. V., MARGINSON, V. F and LEE, J. 2003. Chronic Flexibility Gains: Effect of Isometric Contraction Duration during Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching Techniques. *Reseerch Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2003, vol. 74, no. 1, pp. 47-51 [cit. 2017-06-24]. Dostupné z:

<http://shapeamerica.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/02701367.2003.10609063?needAccess=true>

RYAN, E. E., ROSSI, M. D. 2010. The Effects of the ContractRelaxAntagonistContract Form of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Postural Stability. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2010, vol. 24, no. 7, pp. 1888-1894, ISSN: 1064-8011. [cit. 2015-12-31]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+Effects+of+the+ContractRelaxAntagonistContract+Form+of+Proprioceptive+Neuromuscular+Facilitation+Stretching+on+Postural+Stability>

SCOTT, S., TIMOTHY, U. 2001, Duration of maintained hamstring flexibility after a one-time, modified hold-relax stretching protocol. *Journal of Athletic Training* [online]. 2001, vol. 36, no. 1, pp. 44-48 [cit. 2017-06-23]. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/206644651?pq-origsite=gscholar>

SHARMAN, M. J., CRESSWELL, A. G. 2006. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching: Mechanisms and Clinical Implications. *Sports Med* [online]. 2006, vol. 36, no. 11, pp. 929-939, ISSN: 0112-1642. [cit. 2015-12-31]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17052131>

SHEARD, P. W., PAINE, T. J. 2010. Optimal Contraction Intensity During Proprioceptive Neuromuscular Facilitation for Maximal Increase of Range of Motion. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2010, vol. 24, no. 2, pp. 416-421. ISSN 1064-8011. [cit. 2017-06-24]. Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.25.0a/ovidweb.cgi?QS2=434f4e1a73d37e8c27aaed46fa3108001c183f9349ecb587b11b313cc6e3f362dad13ea310cc597592712eff902eb3d1a43e0bfa4b422ca7d766ba2e2b580054f250a652c4aeca587d07042a073781ef7bddd99aef8d0fc9dc9838b517f60cdc0dddadd7681f27bcee2e8e9c7126a6ffdccab25f752d442867936ae041da0424124a5219294e62444004457ad0014570ad7b51c0dd084f8f49badbd209d813a31b4ed793d341d1a0330a23712ee2711473bde6d8550b3e1a1e268d798da3c84e1c4c7bd51fbce2cd29f502ef04631d15dfd7356eb2eb9b731c15c1fba6552c2>

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. c2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams, c2012. ISBN 978-145-1117-103.

TALANTOLA, J., NARDONE, A. 1997. Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. *Neuroscience Letters* [online]. 1997, vol. 228, no. 2), pp. 75–78, ISSN 0304-3940. [cit. 2017-06-16]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394097003704>

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115–121. ISSN: 1211-2658.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122–129. ISSN 1211- 2658.

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

VÉLE, F. 1995, *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-718-4100-5.

WIKSTROM, E. A, E POWERS, M. E. 2004. Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue. *Journal of athletic training* [online]. 2004, vol 39, no. 3, pp. 247–253. ISSN: 522147. [cit. 2017-06-14]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC522147/>

WINTER, D. A. c2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N. J.: Wiley, c2009. ISBN 978-047-0398-180.

YOUNG, W., ELLIOTT, S. 2001. Acute Effects of Static Stretching, Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching, and Maximum Voluntary Contractions on Explosive Force Production and Jumping Performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2001, vol. 72, no. 3, pp. 273-27 [cit. 2017-06-25]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Warren_Young/publication/11787371_Acute_Effects_of_Static_Stretching_Proprioceptive_Neuromuscular_Facilitation_Stretching_and_Maximum_Voluntary_Contractions_on_Explosive_Force_Production_and_Jumping_Performance/links/0a85e5362df0530090000000/Acute-Effects-of-Static-Stretching-Proprioceptive-

Neuromuscular-Facilitation-Stretching-and-Maximum-Voluntary-Contractions-on-Explosive-Force-Production-and-Jumping-Performance.pdf

ZAKAS, A., BALASKA, B. 2005. Acute effects of stretching duration on the range of motion of elderly women. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2005, vol. 9, no. 4, pp. 270-276 [cit. 2017-06-23]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859205000112>

SEZNAM ZKRATEK

ADT – Adaptation Test

COG – center of gravity (průmět těžiště do opěrné báze)

COP – center of pressure (vážený průměr všech tlaků působících na podložku)

CNS – centrální nervová soustava

CRAC – kontrakce – relaxace – antagonist a kontrakce (technika PNF strečinku)

CR – kontrakce relaxace (technika PNF strečinku)

DK – dolní končetina

DP – diplomová práce

EBM – Evidence Based Medicine

EMG – elektromyografie

FL – Forward Lunge

GTOs – Golgiho šlachová tělíka

HR – hold relax, výdrž relaxace, (technika PNF strečinku)

LOS – Limits of Stability

m. – musculus, sval

MCT - Motor Control Test

MTJ – svalově – šlachová jednotka (Muscle Tendon Unit)

MVC – maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)

MVIC – maximal voluntary isometric contraction (maximální volní isometrická kontrakce)

p – hladina statistické významnosti

p. – page (strana)

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

RI – reciproční inhibice

ROM – range of motion (rozsah pohybu)

s. – strana

SS – statický strečink

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Popisná statistika parametru Latency, Amplitude Scaling a hodnota p porovnávací průměrné hodnoty testu MCT před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.	33
Tabulka 2: Popisná statistika parametru Amplitude Scaling a hodnota p porovnávací průměrné hodnoty testu MCT před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.	35
Tabulka 3: Popisná statistika reakční síly generovaných probandem k minimalizaci výchylek při rotacích plošiny posteriorně („Toes Up) a anteriorně („Toes Down) a hodnoty p porovnávací průměrné hodnoty (reakčních sil) při AT testu před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.	37
Tabulka 4: Popisná statistika reakční síly generovaných probandem k minimalizaci výchylek při rotacích plošiny posteriorně („Toes Up) a anteriorně („Toes Down) a hodnoty p porovnávací průměrné hodnoty (reakčních sil) při AT testu před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.	38
Tabulka 5: Popisná statistika parametru Movement Velocity, Maximum Excursion a hodnoty p porovnávací průměrné hodnoty testu LOS před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.	40
Tabulka 6: Popisná statistika parametru Direction Control, Maximum Excursion a hodnoty p porovnávací průměrné hodnoty testu LOS před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink.	42
Tabulka 7: Popisná statistika parametru Force Impulse, Contact Time a hodnoty p porovnávací průměrné hodnoty testu FL před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.	44
Tabulka 8: Popisná statistika parametru Force Impulse Contact Time a hodnoty p porovnávací průměrné hodnoty testu FL před intervencí a po intervenci u skupiny provádějící statický strečink.	46

Tabulka 9: Popisná statistika parametru Direction Control, Reaction Time a hodnoty p (statisticky významných veličin testu LOS) porovnávající průměrné hodnoty rozdílů (%) naměřených parametrů před intervencí a po intervenci mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink. 49

Tabulka 10: Popisná statistika parametru Force Impulse, Contact Time, Impact Index, Distance a hodnoty p (statisticky významných veličin testu FL) porovnávající průměrné hodnoty rozdílů (%) naměřených parametrů před intervencí a po intervenci mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink. 51

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: A – kotníková strategie, B – kyčelní strategie, C – stepping strategie (Horak, 2006, p. 9).....	14
Obrázek 2: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Latency testu MCT u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervencí.....	34
Obrázek 3: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling testu MCT u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervencí	34
Obrázek 4: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Amplitude Scaling (amplituda aktivní svalové odpovědi [$^{\circ}$ /s] na translaci plošiny) testu MCT u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervencí	36
Obrázek 5: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametrů Toes Up a Toes Down testu AT u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervencí	37
Obrázek 6: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametrů Toes Up a Toes Down testu AT u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervencí	39
Obrázek 7: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Movement Velocity testu LOS u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervencí	40
Obrázek 8: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Maximum Excursion testu LOS u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervencí	41

Obrázek 9: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Maximum Excursion testu LOS u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci	42
Obrázek 10: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Direction Control testu LOS u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci	43
Obrázek 11: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Force Impulse testu FL u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervenci	44
Obrázek 12: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Contact Time testu FL u skupiny provádějící statický strečink před intervencí a po intervenci	45
Obrázek 13: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Force Impulse testu FL u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci	46
Obrázek 14: Grafické znázornění statisticky významných rozdílů průměrných hodnot parametru Contact Time testu FL u skupiny provádějící proprioreceptivní neuromuskulární strečink před intervencí a po intervenci	47
Obrázek 15: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Amplitude Scaling mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	48
Obrázek 16: Srovnání průměrných (%) rozdílů parametru Latency mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	48
Obrázek 17: Srovnání průměrných (%) rozdílů síly generované probandem mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	49
Obrázek 18: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Maximum Excursion testu LOS mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	50

Obrázek 19: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Reaction Time testu LOS mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	50
Obrázek 20: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Force Impulse testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	52
Obrázek 21: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Contact Time testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	52
Obrázek 22: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Impact Index testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	53
Obrázek 23: Grafické znázornění statisticky významných výsledků průměrných rozdílů parametru Distance testu FL mezi skupinou provádějící statický strečink a skupinou provádějící PNF strečink	53

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Informovaný souhlas	86
Příloha 2: Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT skupiny provádějící PNF strečink	87
Příloha 3: Tabulka statisticky zpracovaných dat FL skupiny provádějící PNF strečink	87
Příloha 4: Tabulka statisticky zpracovaných dat AT skupiny provádějící PNF strečink	87
Příloha 5: Tabulka statisticky zpracovaných dat LOS skupiny provádějící PNF strečink	88
Příloha 6: Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT skupiny provádějící statický strečink	89
Příloha 7: Tabulka statisticky zpracovaných dat FL skupiny provádějící statický strečink ...	89
Příloha 8: Tabulka statisticky zpracovaných dat AT skupiny provádějící statický strečink ..	90
Příloha 9: Tabulka statisticky zpracovaných dat LOS skupiny provádějící statický strečink	90

PŘÍLOHY

Příloha 1: Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás s prosbou zúčastnit se experimentu k mé diplomové práci - Rozdíly v účinku statického strečinku a PNF techniky kontrakce-relaxace na posturální stabilitu. Měření se uskuteční v kineziologické laboratoři oddělení rehabilitace FNOL pomocí balančního přístroje s názvem posturograf. Součástí výzkumu bude protažení dorzálních svalů dolní končetiny. Celková doba měření bude přibližně 30 minut. Osobní data v této studii nebudou uvedena. Pokud souhlasíte s účastí na diplomové práci, prosím připejete podpis, kterým souhlasíte s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na diplomové práci. Byla jsem poučen/a o průběhu experimentu. Byly mi zodpovězeny otázky, které jsem považovala za podstatné. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity pouze pro účely výzkumu a výsledky výzkumu budou anonymně publikovány.

Datum.....

Osoba, která provedla poučení – student (jméno a příjmení).....

Podpis osoby, která provedla poučení.....

Vlastnoruční podpis účastníka diplomové práce.....

Příloha 2: Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT skupiny provádějící PNF strečink

MCT	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
Lat dx back	126	14,08	103,33	156,67	125,17	15	100	153,33	0,554	T test
Lat sin back	126,83	11	103,33	143,33	123,67	13,32	103,33	153,33	0,135	T test
AS dx back	5,83	2,57	2,67	14,33	3,73	1,63	2	9	0,000236	Wilcoxonův test
AS sin back	6,07	2,4	3	11,33	3,9	1,64	2	9,33	0,000089	Wilcoxonův test

Legenda k příloze 2: MCT – Motor Control Test, n – počet probandů, Lat – Latence (čas v milisekundách mezi translací plošiny a rekací probanda), dx – pravý, back – podtrh dozadu, AS – Amplitude Scaling (amplituda silových výchylek), sin – levý, SD – směrodatná odchylka, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 3: Tabulka statisticky zpracovaných dat FL skupiny provádějící PNF strečink

FL	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
Distance PDK	56,48	5,26	45,67	65	57,57	5,17	48,33	65,67	0,059	T test
Distance LDK	55,55	4,69	46,33	65	56,88	5,87	48	69,67	0,062	T test
Impact Index PDK	47,97	17,85	28,67	92,67	42,23	10,8	18,67	64	0,073	Wilcoxonův test
Impact Index LDK	42,75	13	22	74,33	45,03	17,46	25,67	101,67	0,53	Wilcoxonův test
Force Impulse PDK	99,28	17,19	74,33	138,67	92,9	15,24	73	137	0,00053	T test
Force Impulse LDK	99,35	14,07	79	127	90,75	13,61	68,33	126,33	0,000033	T test
Contact Time PDK	0,86	0,18	0,55	1,28	0,8	0,16	0,54	1,27	0,0014	T test
Contact Time LDK	0,87	0,15	0,64	1,17	0,78	0,14	0,5	1,16	0,000056	T test

Legenda k příloze 3: FL – Forward Lunge, n – počet probandů, Distance – průměrná délka kroku vzhledem k výšce probanda, Impact Index – průměrná síla produkovaná výpadovou DK v momentě došlapu (%), Force Impulse – průměrná síla výpadové DK produkovaná v momentě odrazu od podložky (%/s), Contact Time – průměrná doba potřebná k odrazu výpadovým DK (s), SD – směrodatná odchylka, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 4: Tabulka statisticky zpracovaných dat AT skupiny provádějící PNF strečink

AT	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
Toes Up	69,77	14,13	51	103,4	59,93	9,54	43,2	78,8	0,000493	T test
Toes Down	45,56	8,02	34,2	63,8	41,15	6,43	30,2	52,6	0,00196	T test

Legenda k příloze 4: AT - Adaptation Test, Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes down – plošina se naklání tak, že prsty směřují dolů, SD – směrodatná odchylka, n – počet probandů, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 5: Tabulka statisticky zpracovaných dat LOS skupiny provádějící PNF strečink

LOS	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
RT1	0,69	0,28	0,3	1,39	0,63	0,17	0,37	1	0,5	Wilcoxonův test
RT2	0,55	0,15	0,39	1,01	0,6	0,19	0,38	1,06	0,19	Wilcoxonův test
RT3	0,56	0,2	0,38	1,15	0,65	0,24	0,39	1,44	0,07	Wilcoxonův test
RT4	0,57	0,17	0,27	1,01	0,6	0,15	0,4	1,07	0,45	Wilcoxonův test
RT5	0,69	0,28	0,36	1,27	0,58	0,2	0,38	1,25	0,15	Wilcoxonův test
RT6	0,7	0,33	0,11	1,35	0,63	0,3	0,36	1,37	0,44	Wilcoxonův test
RT7	0,62	0,22	0,38	1,2	0,64	0,23	0,4	1,29	0,9	Wilcoxonův test
RT8	0,59	0,19	0,39	1,01	0,6	0,24	0,41	1,53	0,95	Wilcoxonův test
MVL1	4,85	1,86	2	8,5	4,43	1,69	2,5	7,8	0,61	Wilcoxonův test
MVL2	5,43	1,54	3,2	8,3	6,11	2,4	2,2	11,7	0,26	T test
MVL3	6,1	2,48	2,9	13,6	5,74	2,42	2,2	11,7	0,77	Wilcoxonův test
MVL4	5,38	2,1	2,5	10,9	5,48	1,81	2,2	8,6	0,84	T test
MVL5	3,53	1,3	1,7	5,5	3,39	1,07	1,8	6,3	0,626	T test
MVL6	5,21	1,84	2,4	9	5,11	1,55	1,9	7,9	0,83	T test
MVL7	6,03	2,51	2,9	10,7	6,59	2,04	3	10,7	0,327	T test
MVL8	6,85	1,67	4,1	11,4	6,97	2,4	3,1	11,4	0,8	T test
EPE1	83	12,43	50	98	82,55	11,29	62	104	0,86	T test
EPE2	87,1	10,93	68	107	90,75	10,13	67	105	0,08	T test
EPE3	78,3	14,24	33	102	83,6	9	70	100	0,16	Wilcoxonův test
EPE4	90,7	14,48	60	105	91,3	9,6	70	116	0,8	Wilcoxonův test
EPE5	66,15	11,38	47	88	62,3	11,42	34	86	0,09	T test
EPE6	86,9	14,52	59	110	89,1	11,41	66	108	0,45	T test
EPE7	85,4	7,19	70	98	86	7,82	67	97	0,69	T test
EPE8	93,15	11,71	70	116	97,45	8,81	82	122	0,07	T test
DCL1	93,5	2,23	89	97	92,35	2,75	88	97	0,04	T test
DCL2	86,05	6,34	75	95	85,05	6,58	72	95	0,58	T test
DCL3	82,4	9,29	53	94	86,2	5,72	74	96	0,08	Wilcoxonův test
DCL4	79,05	8,85	58	90	79,65	6,89	65	90	0,74	T test
DCL5	83,35	8,16	61	93	81,6	10,87	43	94	0,46	Wilcoxonův test
DCL6	76,2	8,76	51	88	75,45	9,06	61	93	0,73	Wilcoxonův test
DCL7	87,1	5,11	77	95	87,15	4,46	77	94	0,97	T test
DCL8	84,15	6,58	69	94	86,2	5,33	74	93	0,18	T test
MXE1	96,3	6,83	79	103	93,95	6,45	77	105	0,09	Wilcoxonův test
MXE2	97,6	7,84	80	108	97,35	6,59	83	111	0,8	T test
MXE3	90,85	7,97	74	102	91,15	6,67	73	100	0,817	T test
MXE4	98,7	7,86	81	116	96,3	7,42	82	116	0,15	T test
MXE5	81	7,15	68	93	76,95	7,22	64	87	0,02	T test
MXE6	96,45	7,76	77	110	96,6	6,87	81	108	0,92	T test
MXE7	93	4,59	80	101	92,45	4,08	80	99	0,37	Wilcoxonův test
MXE8	99,85	7,61	87	116	101,45	6,5	94	122	0,13	Wilcoxonův test

Legenda k příloze 5: LOS – limity stability, 1 – směr dopředu, 2 – směr dopředu doprava, 3 – směr doprava, 4 – směr dozadu doprava, 5 – směr dozadu, 6 – směr dozadu doleva, 7 – směr doleva, 8 – směr dopředu doleva, RT (Reaction Time – (s) znázorňuje jak rychle pacient zareaguje na zvukový signál, MVL (Movement Velocity – průměrná rychlost COG (°/s), EPE (endpoint Excursion – bod, kam se vychýlí těžiště při dosažení limity stability (%), DCL (Direction Control – kontrola směru pohybu COG (%), MXE (Maximum Excursion – bod maximálního vychýlení COG v daném směru, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 6: Tabulka statisticky zpracovaných dat MCT skupiny provádějící statický strečink

MCT	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
Lat dx back	131,33	9,99	110	150	126,17	8,04	110	140	0,0063	T test
Lat sin back	134,17	10,36	113,33	153,33	129,83	7,68	116,67	146,67	0,014	T test
AS dx back	7,02	4,34	3,33	22,33	4,87	2,78	2	12,67	0,000132	Wilcoxonův test
AS sin back	6,47	3,88	2,67	18	4,63	2,32	2	10,67	0,000254	Wilcoxonův test

Legenda k příloze 6: MCT – Motor Control Test, n – počet probandů, Lat – Latence (čas v milisekundách mezi translací plošiny a reakcí probanda), dx – pravý, back – podtrh dozadu, AS – Amplitude Scaling (amplituda silových výchylek), sin – levý, SD – směrodatná odchylka, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 7: Tabulka statisticky zpracovaných dat FL skupiny provádějící statický strečink

FL	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
Distance PDK	56,85	7,23	43	69,67	56,4	8,17	37,33	71	0,44	T test
Distance LDK	57,27	6,63	44,33	70,33	57,43	8,01	42,67	69,67	0,81	T test
Impact Index PDK	45,37	11	27,33	64,33	47,8	13,07	29	81	0,312	T test
Impact Index LDK	49,7	17,06	23,67	89,33	47,55	15,93	26,67	89,33	0,542	T test
Force Impulse PDK	96,9	11,55	71,67	122	89,22	12,93	69	112	0,000599	T test
Force Impulse LDK	94,17	11,38	76,33	127,67	90,93	11,34	71	112	0,0308	T test
Contact Time PDK	0,84	0,13	0,54	1,11	0,77	0,13	0,53	1	0,000921	T test
Contact Time LDK	0,82	0,12	0,62	1,17	0,79	0,12	0,57	1,01	0,034	T test

Legenda k příloze 7: FL – Forward Lunge, n – počet probandů, Distance – průměrná délka kroku vzhledem k výšce probanda, Impact Index – průměrná síla produkovaná výpadovou DK v momentě došlapu (%), Force Impulse – průměrná síla výpadové DK produkovaná v momentě odrazu od podložky (%/s), Contact Time – průměrná doba potřebná k odrazu výpadovým DK (s), SD – směrodatná odchylka, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 8: Tabulka statisticky zpracovaných dat AT skupiny provádějící statický strečink

AT	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
Toes Up	66,95	11,5	46,8	95,4	55,92	8,7	37,8	77	0,000016	T test
Toes Down	44,96	9,93	28,8	69,2	39,67	25,8	61	7,31	0,001519	T test

Legenda k příloze 8: AT - Adaptation Test, Toes Up – plošina se naklápí tak, že prsty směřují vzhůru, Toes down – plošina se naklání tak, že prsty směřují dolů, SD – směrodatná odchylka, n – počet probandů, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

Příloha 9: Tabulka statisticky zpracovaných dat LOS skupiny provádějící statický strečink

LOS	Vstupní (n=20)				Výstupní (n=20)				p	typ testu
	průměr	SD	min	max	průměr	SD	min	max		
RT1	0,68	0,27	0,37	1,21	0,64	0,25	0,24	1,11	0,804	Wilcoxonův test
RT2	0,54	0,22	0,38	1,41	0,56	0,2	0,32	1,18	0,933	Wilcoxonův test
RT3	0,59	0,2	0,39	1,17	0,59	0,23	0,34	1,2	0,1	Wilcoxonův test
RT4	0,64	0,24	0,37	1,19	0,56	0,21	0,38	1,32	1,19	Wilcoxonův test
RT5	0,66	0,27	0,38	1,35	0,54	0,17	0,35	1,11	1,64	Wilcoxonův test
RT6	0,62	0,25	0,35	1,48	0,59	0,3	0,31	1,64	0,1	Wilcoxonův test
RT7	0,59	0,23	0,37	1,23	0,56	0,16	0,37	0,94	0,1	Wilcoxonův test
RT8	0,52	0,08	0,4	0,73	0,55	0,15	0,32	0,97	0,325	Wilcoxonův test
MVL1	5,66	2,33	2,1	10,4	5,89	2,38	2,5	9,9	0,62	T test
MVL2	5,8	2,41	1,8	9,8	5,8	1,9	3,6	10,7	0,149	Wilcoxonův test
MVL3	6,04	2,44	2,8	11	6,95	2,21	3	11,6	0,15	T test
MVL4	5,4	2,27	2	10,8	5,83	1,51	3,6	8,8	0,29	T test
MVL5	3,42	1,26	1,3	6,1	3,37	1,05	1,4	5,5	0,877	T test
MVL6	4,8	1,88	2,1	8,9	5,78	1,61	3,7	9,1	0,007	T test
MVL7	7,45	2,93	2,5	11,9	7,63	2,93	3,3	14,2	0,707	T test
MVL8	5,85	1,97	2,4	10,8	6,92	2,05	3,1	11,8	0,0024	T test
EPE1	78,4	12,35	56	103	82,35	12,17	58	99	0,15	T test
EPE2	88,45	9,92	64	102	92,55	9,15	74	108	0,09	T test
EPE3	79,15	8,89	64	98	82,1	8,84	66	99	0,16	T test
EPE4	86,85	13,89	62	107	81,25	11,13	61	102	0,056	Wilcoxonův test
EPE5	61,9	11,95	37	84	62,85	11,75	40	84	0,75	T test
EPE6	87,9	13,43	54	114	89,6	8,9	68	103	0,72	Wilcoxonův test
EPE7	83,45	9,27	62	108	86,5	10,06	66	104	0,16	T test
EPE8	93,05	11,65	68	116	94,7	11,49	74	115	0,41	T test
DCL1	91,25	9,08	56	97	92,95	3,69	83	97	0,79	Wilcoxonův test
DCL2	80,05	13,31	57	95	82,85	9,94	67	96	0,6	Wilcoxonův test
DCL3	85,55	7,08	60	94	86,1	6,24	67	96	0,65	Wilcoxonův test
DCL4	75,5	7,59	64	89	75,2	7,76	58	90	0,87	T test
DCL5	79,25	15,58	23	94	83	8,65	52	95	0,37	Wilcoxonův test

DCL6	71,35	11,24	48	88	69,45	13,13	41	86	0,43	T test
DCL7	86,1	5,22	73	95	86,9	3,9	78	94	0,42	T test
DCL8	86,85	7,81	63	97	83	12	38	95	0,12	Wilcoxonův test
MXE1	94,5	11,38	71	107	91,1	8,55	69	101	0,0123	Wilcoxonův test
MXE2	96,3	5,62	81	105	96	7,53	78	108	0,82	T test
MXE3	91,25	8,81	73	115	90,35	6,33	79	100	0,53	T test
MXE4	96,25	8,84	73	117	91,95	8,65	63	106	0,02	Wilcoxonův test
MXE5	77,05	8,17	65	93	74,45	6,27	66	89	0,04	Wilcoxonův test
MXE6	97,65	7,48	83	114	94,7	5,86	81	107	0,16	T test
MXE7	92,2	5,9	82	108	91,25	7,24	78	104	0,53	T test
MXE8	99,25	8,61	80	116	99	7,23	85	115	0,87	T test

Legenda k příloze 9: LOS – limity stability, 1 – směr dopředu, 2 – směr dopředu doprava, 3 – směr doprava, 4 – směr dozadu doprava, 5 – směr dozadu, 6 – směr dozadu doleva, 7 – směr doleva, 8 – směr dopředu doleva, RT (Reaction Time – (s) znázorňuje jak rychle pacient zareaguje na zvukový signál, MVL (Movement Velocity – průměrná rychlost COG (°/s), EPE (endpoint Excursion – bod, kam se vychýlí těžiště při dosažení limity stability (%), DCL (Direction Control – kontrola směru pohybu COG (%), MXE (Maximum Excursion – bod maximálního vychýlení COG v daném směru, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, hladina významnosti $p \leq 0,05$, červeně – statisticky významný výsledek

